

Aus der Klinik für Strahlendiagnostik
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Klaus Jochen Klose

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,
Standort Marburg



**Strahlenexpositionswerte in der Röntgendiagnostik -
eine Analyse ausgewählter Untersuchungsverfahren nach Einführung
von diagnostischen Referenzwerten.**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Christopher Franz Randolph Peter Bliemel

aus

Landshut

Marburg 2008

Angenommen vom Fachbereich Medizin der
Philipps-Universität Marburg am 20. November 2008.

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Matthias Rothmund
Referent: Univ.-Prof. Dr. med. Klaus Jochen Klose
1. Korreferent: Prof. Dr. med. Martin Gotthardt

Meinen Großvätern
Herrn Dr. med. Franz Bliemel
und
Herrn Dr. med. Randolph Riedl
gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Entwicklung der Röntgendiagnostik und des Strahlenschutzes	1
1.2	Bestandsaufnahme diagnostisch radiologischer Untersuchungsverfahren	2
1.3	Physikalische und technische Grundlagen der Röntgenstrahlung und Bilderzeugung	4
1.3.2	<i>Wechselwirkung von Strahlung mit Materie</i>	<i>5</i>
1.3.3	<i>Schwächung von Röntgenstrahlung in Materie</i>	<i>6</i>
1.3.4	<i>Dosimetrische Begriffe und Einheiten.....</i>	<i>7</i>
1.4	Dosisflächenprodukt	9
1.5	Radiologische Untersuchungsgeräte	10
1.5.1	<i>Analoge und digitale Projektionsradiografie.....</i>	<i>10</i>
1.5.1.1	Digitale Projektionsradiografie in Bildverstärkertechnik	12
1.5.1.2	Digitale Projektionsradiografie mit Flat Panel Detektoren	13
1.6	Zielsetzungen der Promotionsarbeit	14
2	Material und Methoden	15
2.1	Experimentelle Untersuchungen.....	15
2.1.1	<i>Das Schädelphantom</i>	<i>15</i>
2.1.3	<i>Messungen am Schädelphantom mit dem Flat Panel Detektor.....</i>	<i>19</i>
2.2	Bestimmung des Dosisflächenprodukts bei Röntgenaufnahmen des Thorax	21
2.2.1	<i>Charakterisierung des Patientenkollektivs.....</i>	<i>21</i>
2.2.1.1	Ablauf der Messungen	23
2.3	Datenerfassung und Auswertung.....	25
2.3.1	<i>Anwendung statistischer Verfahren.....</i>	<i>25</i>
2.3.2	<i>Zur Datenerfassung und Auswertung angewandte Computerprogramme</i>	<i>26</i>
3	Ergebnisse	27
3.1	Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen	27
3.1.1	<i>Entwicklung des Dosisflächenprodukts am Schädelphantom unter Verwendung des Röntgenbildverstärkers.....</i>	<i>27</i>
3.1.1.1	Messergebnisse am Schädelphantom im a.p. Strahlengang	27
3.1.1.2	Zusammenfassende Bewertung der Schädel a.p. Aufnahmen	33
3.1.1.3	Messergebnisse am Schädelphantom im lateralen Strahlengang	34
3.1.1.4	Zusammenfassende Bewertung der lateralen Schädelaufnahmen	40

3.1.2	<i>Entwicklung des Dosisflächenprodukts am Schädelphantom unter Verwendung des Flat Panel Detektors</i>	41
3.1.2.1	Messergebnisse am Schädelphantom im a.p. Strahlengang	41
3.1.2.2	Zusammenfassende Bewertung der Schädel a.p. Aufnahmen	47
3.1.2.3	Messergebnisse am Schädelphantom im lateralen Strahlengang	48
3.1.2.4	Zusammenfassende Bewertung der lateralen Schädelaufnahmen	53
3.2	Entwicklung des Dosisflächenprodukts bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane	54
3.2.1	<i>Messergebnisse des männlichen Patientenkollektivs</i>	54
3.2.1.1	Zusammenfassende Bewertung der Thoraxaufnahmen der männlichen Patienten	57
3.2.2	<i>Messergebnisse des weiblichen Patientenkollektivs</i>	57
3.2.2.1	Zusammenfassende Bewertung der Thoraxaufnahmen der weiblichen Patienten	61
4	Diskussion	62
4.1	Messergebnisse bei Röntgenaufnahmen am Schädelphantom	62
4.2	Messergebnisse bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane	66
5	Zusammenfassung	71
6	Anhang	72
6.1	Literaturverzeichnis	72
6.2	Lebenslauf	78
6.3	Verzeichnis der akademischen Lehrer	79
6.4	Danksagung	79
6.5	Ehrenwörtliche Erklärung	80

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre (<i>Berger et al., 2001</i>).	4
Abbildung 2	Graphische Darstellung des Photoeffekts (<i>Assert, 2005</i>).	6
Abbildung 3	Grafische Darstellung des Compton Effekts (<i>Assert, 2005</i>).	7
Abbildung 4	Strahlengeometrie einer diagnostischen Röntgenanlage (<i>Drexler et al. 1993</i>).	10
Abbildung 5	Aufbau der Röntgenfilmkassette mit Film (<i>Laubenberger et al. 1999</i>).	11
Abbildung 6	Aufbau eines Bildverstärkers (<i>Stieve et al., 2003</i>).	12
Abbildung 7	Schema eines Festkörper-Detektors (<i>Herrmann et al., 2000</i>).	13
Abbildung 8	Schädelphantom für die experimentellen Untersuchung.	15
Abbildung 9	Darstellung der 18 Messreihen mit dem Röntgenbildverstärker.	17
Abbildung 10	Darstellung des Schädelphantoms im a.p. Strahlendurchgang mit entsprechender Röntgenaufnahme.	18
Abbildung 11	Darstellung des Schädelphantoms im lateralen Strahlendurchgang mit entsprechender Röntgenaufnahme.	18
Abbildung 12	Darstellung der 12 Messreihen mit dem Flat Panel Detektor.	20
Abbildung 13	Darstellung des Messzirkels mit Zentimeterskalierung.	23
Abbildung 14	Lagerung eines Patienten bei der Anfertigung einer Röntgenaufnahme in p.a. Durchleuchtung.	24
Abbildung 15	Lagerung eines Patienten bei der Anfertigung einer Röntgenaufnahme in lateralen Durchleuchtung.	25
Abbildung 16	Röntgenaufnahmen des Schädelphantoms bei 0,1mm Filterung mit unterschiedlichen Feldgrößen.	27
Abbildung 17	Röntgenaufnahmen des Schädelphantoms bei 0,1mm Filterung mit unterschiedlichen Feldgrößen.	35

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Röntgenuntersuchungen im internationalen Vergleich.....	3
Tabelle 2	Relative Häufigkeiten von Röntgenuntersuchungsarten bzw. Organsystemen.	3
Tabelle 3	Diagnostische Referenzwerte für Röntgenaufnahmen bei Erwachsenen (<i>Brix 2003</i>)	14
Tabelle 4	Zeigt die exakten Typbezeichnungen der einzelnen Bestandteile des verwendeten Röntgenbildverstärkers (<i>AXIOM ICONOS R200 FLC</i>).....	16
Tabelle 5	Zeigt die exakten Typbezeichnungen der einzelnen Bestandteile des verwendeten Flat Panel Röntgengeräts AXIOM ARISTOS VX.	19
Tabelle 6	Entwicklung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,1mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	28
Tabelle 7	Darstellung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,1mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	28
Tabelle 8	Entwicklung des DFP (cGy x cm ²) bei steigenden kV Werten und 0,2mm Zusatzfilterungen. Verwendung unterschiedlicher Kassettenformate und Einblendungen.	30
Tabelle 9	Darstellung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,2mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	30
Tabelle 10	Entwicklung des DFP (cGy x cm ²) bei steigenden kV Werten und 0,3mm Zusatzfilterungen. Verwendung unterschiedlicher Kassettenformate und Einblendungen.	32
Tabelle 11	Darstellung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,3mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	32
Tabelle 12	Entwicklung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,1mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	35
Tabelle 13	Darstellung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,1mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	36
Tabelle 14	Entwicklung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,2mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	37
Tabelle 15	Darstellung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,2mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	38
Tabelle 16	Entwicklung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,3mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	39
Tabelle 17	Darstellung des DFP (cGy x cm ²) bei 0,3mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.	39

Tabelle 18	Entwicklung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,1mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	42
Tabelle 19	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,1mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	42
Tabelle 20	Entwicklung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,2mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	44
Tabelle 21	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,2mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	44
Tabelle 22	Entwicklung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,3mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	45
Tabelle 23	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,3mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	46
Tabelle 24	Entwicklung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,1mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	48
Tabelle 25	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,1mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	49
Tabelle 26	Entwicklung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,2mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	50
Tabelle 27	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,2mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	50
Tabelle 28	Entwicklung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,3mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	52
Tabelle 29	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,3mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.....	52
Tabelle 30	Patientenspezifische Parameter der männlichen Patienten.....	54
Tabelle 31	Korrelation des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) mit klinischen Merkmalen bei Thoraxaufnahmen im p.a. Strahlengang anhand des zweiseitigen <i>Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)</i>	56
Tabelle 32	Korrelation des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) mit klinischen Merkmalen bei Thoraxaufnahmen im lateralen Strahlengang anhand des zweiseitigen <i>Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)</i>	57
Tabelle 33	Patientenspezifische Parameter der weiblichen Patienten.....	58
Tabelle 34	Korrelation des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) mit klinischen Merkmalen bei Thoraxaufnahmen im p.a. Strahlengang anhand des zweiseitigen <i>Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)</i>	60
Tabelle 35	Korrelation des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) mit klinischen Merkmalen bei Thoraxaufnahmen im lateralen Strahlengang anhand des zweiseitigen <i>Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)</i>	60

Diagrammverzeichnis

Diagramm 1	Geschlechterverteilung des bei der Röntgen-Thorax Untersuchung protokollierten Patientenkollektivs.....	22
Diagramm 2	Altersverteilung des untersuchten Patientenkollektivs.	22
Diagramm 3	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,1mm Zusatzfilterung.	29
Diagramm 4	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,2mm Zusatzfilterung.	31
Diagramm 5	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,3mm Zusatzfilterung.	33
Diagramm 6	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,1mm Zusatzfilterung.	36
Diagramm 7	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,2mm Zusatzfilterung.	38
Diagramm 8	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,3mm Zusatzfilterung.	40
Diagramm 9	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,1mm Zusatzfilterung...	43
Diagramm 10	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,2mm Zusatzfilterung...	45
Diagramm 11	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,3mm Zusatzfilterung...	47
Diagramm 12	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,1mm Zusatzfilterung...	49
Diagramm 13	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,2mm Zusatzfilterung...	51
Diagramm 14	Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,3mm Zusatzfilterung...	53
Diagramm 15	Dosisflächenprodukt der männlichen Patienten (Fallnummer 1-24) bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane im p.a. Strahlengang.	55
Diagramm 16	Dosisflächenprodukt der männlichen Patienten (Fallnummer 1-24) bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane im lateralen Strahlengang.	55
Diagramm 17	Dosisflächenprodukt der weiblichen Patienten (Fallnummer 1-17) bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane im p.a. Strahlengang.	59
Diagramm 18	Dosisflächenprodukt der weiblichen Patienten (Fallnummer 1-17) bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane im lateralem Strahlengang.	59

Abkürzungsverzeichnis

a	anno (Jahr)
Abb.	Abbildung
a.p.	anterior posterior
BMI	Body Mass Index
BV	Bildverstärker
bzgl.	bezüglich
c	Konstante der Lichtgeschwindigkeit ($c = 300.000 \text{ km/s}$)
cGy x cm ²	Centigray mal Quadratzentimeter, Einheit des Dosis Flächen Produkts
cm	Zentimeter
Diag.	Diagramm
DFP	Dosisflächenprodukt
FFA	Film Fokus Abstand
FFS	Film Folien System
HWK	Hals Wirbel Körper
Inch	Engl. für Zoll entspricht 2,54 Zentimeter
kg	Kilogramm
kV	Kilovolt
lat.	lateral
m	Meter
mAs	Milliamperesekunde, Einheit des Strom-Zeit-Produkts
mm	Millimeter
ms	Millisekunde
MTAR	Medizinisch technische(r) Röntgenassistent(in)
o.g.	oben genannt(en)
ORDZ	Ordnungszahl
p.a.	posterior anterior
PTCA	Percutane transluminale coronare Angioplastie
RBV	Röntgenbildverstärker
SD	Standardabweichung
UKGuM	Universitätsklinikum Gießen und Marburg

1 Einleitung

1.1 Entwicklung der Röntgendiagnostik und des Strahlenschutzes

Am 8. November 1895 beobachtete der Physikprofessor Wilhelm Conrad Röntgen erstmals „eine neue Art von Strahlung“, die er als X-Strahlung bezeichnete (*Mould 1995*). Es war ihm gelungen, mit einer Kathodenstrahlröhre scheinbar unsichtbare Strahlen auf einer mit Barium-Platincyanoïd beschichteten Platte darzustellen. Als erste medizinische Aufnahme fertigte er am 22. Dezember 1895 ein Röntgenbild der Hand seiner Frau an. Am 28. Dezember 1895 konnte Professor Röntgen seine Entdeckungen als vorläufige Mitteilung der *Physikalisch-medizinischen Gesellschaft zu Würzburg* berichten (*Fölsing 1995*).

Diagnostische Untersuchungen des Skeletts begannen noch im selben Jahr, u.a. durch den Frankfurter Physiker W. König. Der unbedachte Umgang mit dieser neuen Strahlung blieb jedoch nicht folgenlos. 1896 berichtete der Ingenieur O. Leppin von der ersten Radiodermatitis seiner eigenen Hand. Sonnenbrand ähnliche Hautreaktionen wurden im selben Jahr auch von L.G. Stevens mitgeteilt (*Kauffmann et al. 2001*). Vorfälle wie diese, sowie das allgemein wachsende Bewusstsein für mögliche Gefahren durch Röntgenstrahlung, veranlassten den Amerikaner Wolfram Fuchs im Dezember 1896 eine Empfehlung für den Umgang mit Röntgenstrahlung zu publizieren. Diese gilt als die erste weltweit. Er empfahl folgende drei Punkte zu berücksichtigen (*Clarke et al. 2005*):

- Die Expositionszeit sollte so kurz wie möglich gehalten werden.
- Der Abstand des Patienten zur Röntgenröhre sollte größer 30 cm sein.
- Die Haut des Patienten sollte mit Vaseline eingerieben werden. Auf die am stärksten exponierten Stellen sollte eine Extraschicht aufgetragen werden.

In der Folgezeit wurden in vielen Ländern Veröffentlichungen zum Schutz vor unsachgemäßer Verwendung der Röntgenstrahlung publiziert, u.a. durch die *Deutsche Röntgen Gesellschaft* 1913 und die *British Roentgen Society* 1915.

1928 wurde auf dem internationalen Röntgenkongress in Stockholm die *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) ins Leben gerufen (*Clarke et al. 2005*), welche mittlerweile weltweit eine führende Organisation im Strahlenschutz darstellt (*Sowby et al. 2003*). Durch die *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) wurde 1934 erstmals eine Dosisgrenze festgelegt, unter der ein gefahrenloses Ar-

beiten ermöglicht werden sollte (*Clarke et al. 2005*). In den folgenden Jahrzehnten kam es immer wieder zu neuen Empfehlungen der ICRP, die eine schrittweise Senkung der Dosisgrenze ermöglichten (*Clarke et al. 2005*).

Die für den Strahlenschutz aktuell gültigen, relevanten ICRP Publikationen sind die Berichte *ICRP 60* und *ICRP 73* (*ICRP 1991, ICRP 1996*). Mit diesen Veröffentlichungen wurden bestehende Dosisgrenzwerte abgelöst und aufgrund neuer Erkenntnisse zum Teil wesentlich herabgesetzt. Diese Neuerungen wurden durch die Länder der *Europäischen Union* mit Hilfe der Grundnorm *EURATOM 96/29* für alle Mitgliedstaaten in bindendes Recht umgesetzt. Auf dieser Grundnorm basierend wurde die *Patientenschutzrichtlinie EURATOM 97/43* aus dem Jahr 1997 entworfen (*Nuis, 1997*).

Diese ist insbesondere für die Neueinführung von diagnostischen Referenzwerten bedeutsam. Die Umsetzung dieser beiden Verordnungen in innerdeutsches Recht machte grundlegende Veränderungen notwendig. Es kam zu einer *Neufassung der Strahlenschutzverordnung*, die am 01.08.2001 in Kraft trat. Eine nochmalige Überarbeitung dieser Strahlenschutzverordnung führte zu einer *Novellierung der Röntgenverordnung*, die zum 01.07.2002 bindend wurde (*Schröder et al. 2005*). Das Bundesamt für Strahlenschutz kam dieser Forderung mit seiner *Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen* aus dem Jahr 2003 nach (*Brix 2003*).

1.2 Bestandsaufnahme diagnostisch radiologischer Untersuchungsverfahren

Jeden Tag werden in Kliniken und Praxen hunderttausende diagnostische Röntgenbilder angefertigt. Allein in Deutschland sind es pro Jahr etwa 131 Millionen (*Bundesministerium für Umwelt 2007b*). Bezüglich der Häufigkeit von Röntgenuntersuchungen nimmt die Bundesrepublik Deutschland damit international einen Platz an der Spitze ein (*Bundesamt für Strahlenschutz 2003, UNSCEAR 2000*).

Im internationalen Vergleich wird deutlich, dass das vorherrschende Gesundheitssystem einen erheblichen Einfluss auf die Anzahl diagnostischer Röntgenuntersuchungen ausübt. In Ländern mit ähnlichen Gesundheitssystemen, wie z. B. der Schweiz, Luxemburg oder Belgien, sind Anzahl und Dosis medizinischer Strahlenexpositionen nach aktuellen Stellungnahmen von ähnlicher Größenordnung wie in Deutschland (*Brix et al. 2005*).

Tabelle 1 **Röntgenuntersuchungen im internationalen Vergleich**
Untersuchungshäufigkeiten pro Einwohner und Jahr (Aroua et al. 2007, Brix et al. 2005, Hart et al. 2004, Shannoun et al. 2006, UNSCEAR 2000)

Land	Anzahl der Röntgenuntersuchungen
Bundesrepublik Deutschland 2004	1,6
Schweiz 2003	1,3
Luxemburg 2002	1,3
Belgien 1999	1,2
Vereinigtes Königreich 2001	0,7

In Bezug auf die Häufigkeit von Röntgenuntersuchungen ist in Deutschland für den Zeitraum von 1996 bis 2004 ein leicht abnehmender Trend zu verzeichnen. Der Wert für das Jahr 2004 liegt bei etwa 1,6 Röntgenuntersuchungen pro Einwohner und Jahr. Die zahnmedizinische Röntgendiagnostik macht konstant mit etwa einem Drittel aller Röntgenuntersuchungen den größten Anteil aus. Auf Dentaluntersuchungen folgen Röntgenuntersuchungen des Skeletts (d.h. Schädel, Schultergürtel, Wirbelsäule, Beckengürtel, Extremitäten) sowie des Thorax (*Bundesministerium für Umwelt 2007b*).

Tabelle 2 **Relative Häufigkeiten von Röntgenuntersuchungsarten bzw. Organsystemen.**
Prozentualer Anteil verschiedener Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit aller radiologischer Untersuchungen in Deutschland für das Jahr 2004 (*Bundesministerium für Umwelt 2007b*)

Organsystem	Prozentualer Anteil
Zahnmedizinische Aufnahmen	35,5 %
Skelettaufnahmen	34,3 %
Thoraxaufnahmen	13,0 %
Computertomografie	6,9 %
Mammografie	3,9 %
Verdauungs-, Urogenital- und Gallentrakt	3,6 %
Angiographie / Intervention	2,0 %
Sonstige Aufnahmen	0,7 %

1.3 Physikalische und technische Grundlagen der Röntgenstrahlung und Bilderzeugung

1.3.1 Röntgenstrahlung und ihre Entstehung

Röntgenstrahlen werden mit Hilfe einer Röntgenröhre erzeugt, welche durch einen Generator gesteuert wird. Die Röntgenröhre besteht aus einer Glühkathode als Elektronenquelle sowie aus einer Anode als Bremskörper, die sich in einem Vakuumglaszylinder befinden.

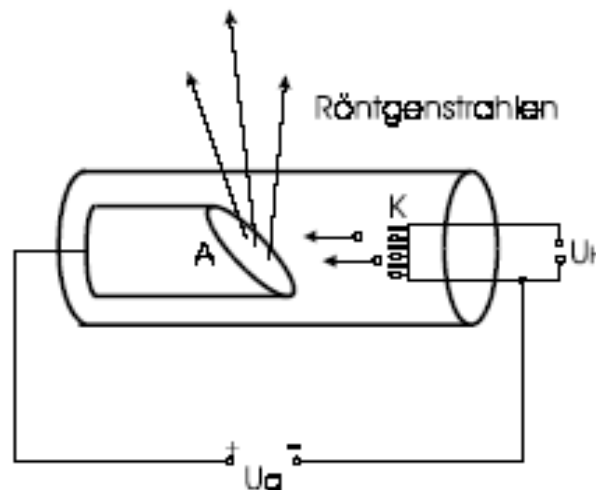


Abbildung 1 Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre (Berger et al., 2001). Die an der Glühkathode K (Heizspannung U_H) freigesetzten Elektronen werden durch die Anodenhochspannung U_a beschleunigt. Beim Auftreffen auf der Anode A entsteht Röntgenstrahlung.

Der Glühfaden der Kathode besteht aus einem spiralförmigen Wolframdraht, der bei Inbetriebnahme der Röhre auf bis zu 2000°C erwärmt wird. Durch die Erhitzung des Drahtes werden Elektronen aus dem Glühfaden freigesetzt. Im Vakuum der Röntgenröhre treffen diese durch die zwischen Kathode und Anode angelegte Hochspannung mit hoher Geschwindigkeit auf die Anode auf. Durch den Aufprall der Elektronen auf den Bremskörper wird Röntgenstrahlung erzeugt (Abbildung 1).

Die am Röntgengerät eingestellte Stromstärke (mA) regelt, wie viele Elektronen aus dem Wolframdraht der Kathode austreten und somit wie viel Röntgenstrahlung entsteht. Die Spannung (kV) ist für die Beschleunigung der Elektronen in der Röntgenröhre und die Energie, mit welcher sie auf den Brennfleck aufprallen, verantwortlich. Je höher die eingestellte Spannung, desto energiereicher und damit kurzwelliger ist die erzeugte Röntgenstrahlung.

1.3.2 Wechselwirkung von Strahlung mit Materie

Röntgenstrahlung ist ionisierende Strahlung. Sie überträgt bei Wechselwirkung mit Materie Energie auf Atome. Dies führt zur Anregung, zur so genannten Ionisation der Atome. Ionisierende Strahlung wird entsprechend ihrer Wirkung nochmals unterteilt in direkte bzw. indirekte Strahlung (*Pickuth 2004*). Direkt ionisierende Strahlung tritt unmittelbar mit dem exponierten Gewebe in Wechselwirkung (*Reiser et al. 2004*). Dadurch kommt es zu Veränderungen der chemischen Molekularstruktur in Nukleinsäuren oder Proteinen (*Felix et al. 1982*).

Bei indirekt ionisierender Strahlung werden Moleküle über ein Zwischenprodukt verändert. Dies geschieht überwiegend durch Wasserstoffradikale oder Wasserionen. Durch diese Ionisation der Wassermoleküle des menschlichen Körpers, der sog. Radiolyse des Wassers, kommt es zur Freisetzung von Bioradikalen, vornehmlich von Hydroxyl- ($\text{OH}\cdot$) und Wasserstoffradikalen ($\text{H}\cdot$). Radikale sind als Bruchstücke des Wassers mit ungepaart vorliegenden Elektronen zu verstehen, die chemisch sehr reaktive Übergangszustände darstellen (*Felix et al. 1982*). Da 70-80% der Zellsubstanz aus Wasser besteht, werden statistisch betrachtet wesentlich mehr Wassermoleküle als organische Moleküle getroffen. Die indirekte Ionisation übersteigt folglich die direkte Ionisation bei Weitem (*Laubenberger et al. 1999*).

Die beschriebene Wirkung ionisierender Strahlung auf biologisches Gewebe verdeutlicht den schädigenden Einfluss von Röntgenstrahlung. Im Bereich der Strahlendiagnostik treten in diesem Zusammenhang vorwiegend stochastische Strahlenschäden auf (*Little et al. 2008*, *Scherthan H et al. 2007*). Darunter versteht man zufällig auftretende Strahlenschäden, deren Wahrscheinlichkeit dosisabhängig ist. Stochastische Schäden sind demnach selbst bei geringen Strahlendosen möglich. Es gibt für stochastische Strahlenschäden keinen Dosisschwellenwert, unter welchem eine gefahrenlose Anwendung diagnostischer Röntgenstrahlung möglich ist (*Brenner et al. 2003*). Die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten stochastischer Strahlenschäden wächst proportional zur applizierten Strahlendosis.

Im Sinne des Strahlenschutzes ist es wichtig, dass vor jeder radiologischen Untersuchung eine Abwägung des möglichen Strahlenrisikos gegenüber dem diagnostischen Nutzen stattfindet („rechtfertigende Indikation“). Mit Hilfe von neu eingeführten diagnostischen Referenzwerten wird versucht, eine Risikobegrenzung zu ermöglichen. Dies geschieht unter der Vorstellung, dass eine direkte Beziehung zwischen Dosis und Risiko besteht.

1.3.3 Schwächung von Röntgenstrahlung in Materie

Die diagnostische Radiologie macht es sich zu Nutze, dass Röntgenstrahlung beim Durchtritt durch Materie Energie verliert. Diese Schwächung ist von drei Variablen abhängig:

- Vom Patientendurchmesser im Hauptstrahlengang,
- Von der Körperdichte des exponierten Gewebes,
- Von der Ordnungszahl der Atome im durchstrahlten Gewebe (*Kauffmann et al. 2001*).

Bei einer Intensitätsabschwächung kommt es entweder zur vollständigen Absorption der applizierten Röntgenstrahlen (Photoeffekt) oder zur partiellen Abgabe der Energie an die durchstrahlte Materie (Compton Effekt). Beim Compton Effekt tritt die restliche nicht übertragene Energie als Streustrahlung wieder aus dem Körper aus.

In der Strahlendiagnostik trägt der Photoeffekt (Abbildung 2) entscheidend zur Bildgebung bei. Er ermöglicht, dass die applizierte Strahlung durch die exponierten Gewebestrukturen in unterschiedlichem Maße absorbiert wird. Auf diese Weise wird der Röntgenfilm in unterschiedlichem Ausmaß geschwärzt und ein Röntgenbild entsteht.

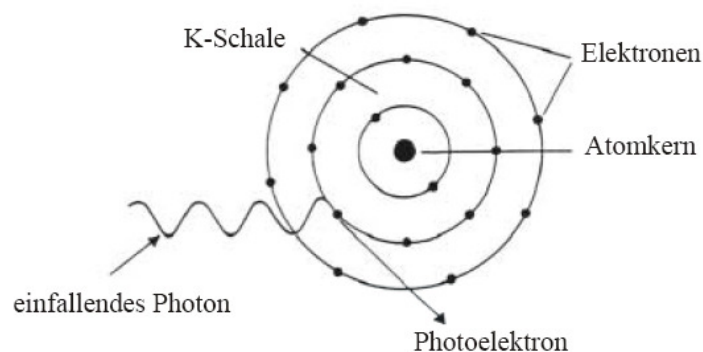


Abbildung 2 Graphische Darstellung des Photoeffekts (*Assert, 2005*).

Im Strahlenschutz findet der Photoeffekt ebenfalls Anwendung. Man nutzt die Absorptionseigenschaften schwerer Elemente wie Jod (ORDZ 53) oder Barium (ORDZ 56) bei der Verwendung als Kontrastmittel. Das Element Blei (ORDZ 82) ist vor allem ein wichtiger Bestandteil von Strahlenschutzbekleidung (*Lasserre et al. 2003*).

Die wichtigste Ursache von Streustrahlenbildung in den für die Röntgendiagnostik relevanten kV Bereichen ist der Compton-Effekt (*Link et al. 1994*). Entgegen dem Photoef-

fekt ist der Compton Effekt (Abbildung 3) weitgehend unabhängig von der Ordnungszahl der Atome des exponierten Gewebes. Das Ausmaß der Streustrahlung wird im Wesentlichen durch die Dichte des untersuchten Gewebes und der exponierten Fläche (Feldgröße) bestimmt. Aufgrund von Streustrahlung kommt es zu einer homogenen Schwärzung des Filmes, was sich in einem Kontrast mindernden Schleier auf dem Röntgenfilm darstellt.

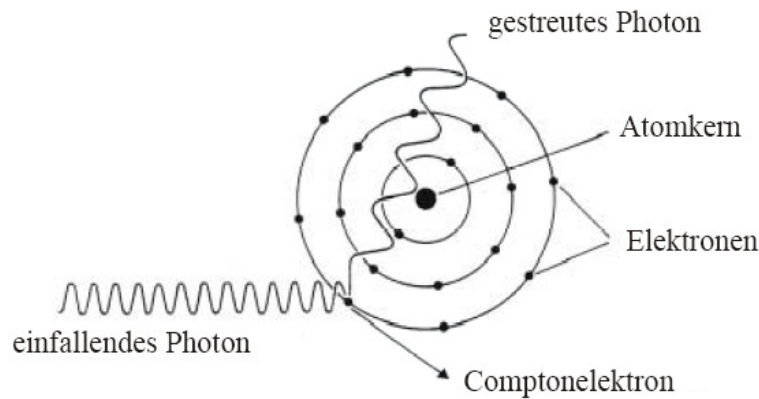


Abbildung 3 Grafische Darstellung des Compton Effekts (Assert, 2005).

Für den Strahlenschutz ist der Compton Effekt von Bedeutung, da es durch Streuung zu erheblichen Abweichungen der Röntgenstrahlen von der ursprünglichen Strahlenrichtung kommen kann. Gestreute Röntgenstrahlung kann wieder aus dem exponierten Objekt hervortreten und so zu einer Strahlenbelastung für das anwesende medizinische Personal werden. Durch organangepasste Einblendung kann das für die Streustrahlung verantwortliche Körpervolumen verringert werden.

1.3.4 Dosimetrische Begriffe und Einheiten

Ziel der klinischen Dosimetrie ist die Messung der Strahlenwirkung durch ionisierende Strahlung in biologischem Gewebe. Dadurch soll eine Risikoabschätzung sowie eine zuverlässige und vergleichbare Anwendung ionisierender Strahlung in der Röntgendiagnostik ermöglicht werden.

Grundlage für eine quantitative Angabe der Strahlenwirkung ist die Bestimmung der Ionendosis. Die Ionendosis J bezeichnet die mit ionisierender Strahlung erzeugten Ionenpaare dQ , dividiert durch die exponierte Masse dm .

$$J = \frac{dQ}{dm}$$

Die Maßeinheit der Ionendosis J ist das Coulomb. Da sich die Ionendosis J sehr exakt bestimmen lässt, stellt sie eine in der Praxis weit verbreitete Messmethode dar (*Lissner et al. 1992*). Durch Multiplikation mit einem Umrechnungsfaktor f lässt sich aus der Ionendosis J die Energiedosis D berechnen (*Link et al. 1994*).

$$\text{Energiedosis } D = \text{Ionendosis } J \times \text{Umrechnungsfaktor } f$$

Die Energiedosis D ist ein Maß für die physikalische Wirkung von Strahlung auf Materie. Sie ermöglicht eine Aussage über die durch ionisierende Strahlung auf eine Masse m übertragene Energie E .

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Für die Energiedosis D wurde die Einheit Gray Gy bestimmt (*Lissner et al. 1992*). Bei der Verwendung von Energiedosen ist es entscheidend, für welche Art von Gewebe sie gelten, da die Wechselwirkungen zwischen Materie und Strahlung im Wesentlichen vom bestrahlten Gewebe bestimmt werden.

Durch Multiplikation mit einem Qualitätsfaktor Q , der bei Röntgenstrahlung 1 beträgt, kann man bei bekannter Energiedosis D die Äquivalentdosis H bestimmen (*Schlunbaum et al. 1993*).

$$\text{Äquivalentdosis } H = \text{Energiedosis } D \times \text{Qualitätsfaktor } Q$$

Zur Einführung der Äquivalentdosis H kam es, da sich einzelne Strahlenarten in ihrer biologischen Wirkung unterscheiden. Bei gleicher verabreichter Energiedosis beinhalten sie ein unterschiedlich hohes Risiko für die Entwicklung von Strahlenschäden. Die Äquivalentdosis H ist eine im Strahlenschutz verwendete Größe. In ihr finden Angaben über die biologische Wirkung von Strahlung auf den Menschen Berücksichtigung. Aus diesem Grund ist die Äquivalentdosis nicht als eine physikalische, sondern als eine biologische Messgröße anzusehen (*Stieve 1994*). Als Einheit wurde für die Äquivalentdosis H das Sievert Sv bestimmt.

Einzelne Organe oder Gewebe sind in Hinblick auf mögliche Strahlenschäden verschieden empfindlich. Um die Strahlenbelastungen unterschiedlicher Organe miteinander vergleichen zu können, wurde die effektive Dosis H_{eff} eingeführt. Diese ist nicht unmittelbar messbar, sondern muss mit Hilfe verschiedener Organdosen H_T (über einem Organ T gemittelte Äquivalentdosis H) unter Berücksichtigung von Gewebewichtungsfaktoren w_T errechnet werden.

Die effektive Dosis H_{eff} ermöglicht es, das Risiko für das Auftreten stochastischer Strahlenschäden bei der Strahlenexposition einzelner Organe oder Gewebe zu bewerten.

$$\text{Effektive Dosis } H_{eff} = \sum \text{Organdosis } H_T \times \text{Gewebewichtungsfaktor } w_T$$

Als Einheit trägt die effektive Dosis H_{eff} das Sievert Sv. Die für die Berechnung der effektiven Dosis H_{eff} notwendigen Gewebewichtungsfaktoren w_T wurden für 12 verschiedene Organe definiert. Diese leiten sich aus epidemiologischen Untersuchungen ab und sind für Frauen und Männer wie auch alle Altersgruppen gemittelt.

1.4 Dosisflächenprodukt

Die Ermittlung des Dosisflächenprodukts ist für diagnostische Strahlenanwendungen verpflichtend. Es wurde durch das Bundesamt für Strahlenschutz als geeignete Größe zur Beurteilung der Strahlenexposition von Patienten ausgewählt, da es eine exakte Erfassung der patientenspezifischen Strahlenexposition ermöglicht, den Untersuchungsablauf nicht behindert und kostengünstig zu erheben ist.

Das Dosisflächenprodukt ergibt sich aus der Multiplikation der Energiedosis D in Luft sowie der Querschnittsfläche des Nutzstrahlenbündels an derselben Stelle im Strahlengang. Über eine an der Blende befindliche Ionisationskammer wird die ionisierende Strahlung gemessen. Das belichtete Untersuchungsareal wird durch die Öffnung der Blende bestimmt (Abbildung 4).

Da die in der Messkammer entstehende elektrische Ladung zur jeweiligen Dosisleistung, zur Querschnittsfläche des Nutzstrahlenbündels sowie zur Einschaltdauer proportional ist, gehen alle für die Strahlenexposition maßgebenden Parameter in die Messung mit ein (Lissner et al. 1992).

$$\text{Dosisflächenprodukt} = \text{Energiedosis } D \text{ in Luft (cGy)} \times \text{Querschnittsfläche (cm}^2\text{)}$$

Das Dosisflächenprodukt ist eine Messgröße, die unabhängig vom Abstand zur Strahlenquelle ist. Unter der Annahme einer punktförmigen Strahlenquelle wächst die durchstrahlte Fläche mit steigender Entfernung quadratisch an, die Strahlenintensität und damit auch die Dosis nehmen in gleichem Maße ab.

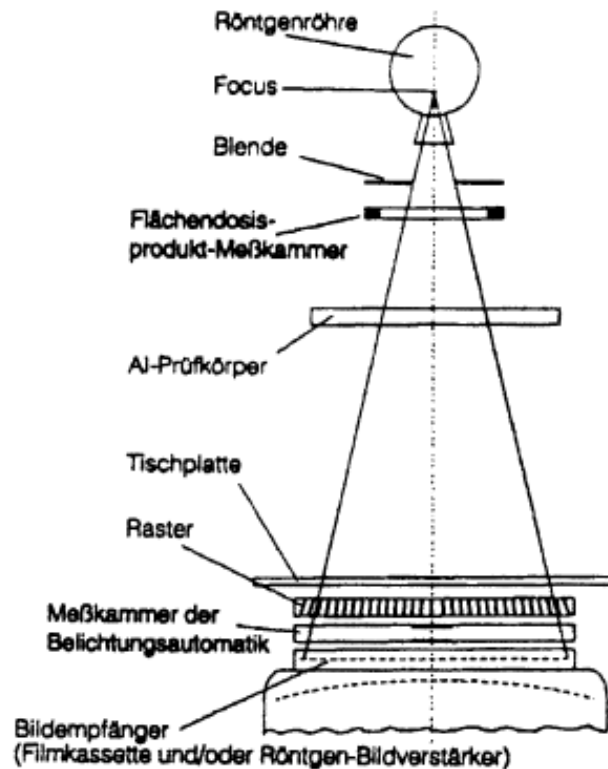


Abbildung 4 Strahlengeometrie einer diagnostischen Röntgenanlage (Drexler et al. 1993). Messung des Dosisflächenprodukts mittels einer vor der Austrittsöffnung des Röntgenstrahlers angebrachten Ionisationskammer und Ermittlung der Fläche über die Blendeneinstellung.

Dadurch erhält man eine Messgröße, die auch bei wechselndem Anodenstrom (mA) und sich ändernder Einblendung proportional der im Körper absorbierten Energie ist (Schmid et al. 2002).

1.5 Radiologische Untersuchungsgeräte

1.5.1 *Analoge und digitale Projektionsradiografie*

Bei der analogen Projektionsradiografie entsteht durch unterschiedliche Strahlenabsorption einzelner Organe auf dem Röntgenfilm ein latentes, die Schwächungsunterschiede widerspiegelndes Strahlenbild. Entsprechend der Schwächung der Röntgenstrahlen durch das exponierte Objekt trifft viel oder wenig Strahlung auf dem Röntgenfilm auf. Dabei bedeutet hohe Absorption eine geringe Schwärzung, wie sie z. B. bei Knochen und Metall auftritt. Geringe Absorption geht mit hoher Schwärzung einher, wie es z. B. bei der Darstellung von Fett oder Luft der Fall ist.

Der photographische Effekt allein schwärzt den Film nur relativ gering. Der weitaus größte Teil der Filmschwärzung geht auf den Fluoreszenzeffekt so genannter Verstärkerfolien

zurück. Unter Fluoreszenz versteht man die Lichtemission durch einen Stoff beim Auftreffen von Röntgenstrahlen. Verstärkerfolien emittieren beim Auftreffen von Röntgenstrahlen fluoreszierendes Licht und schwärzen auf diese Weise den Röntgenfilm. Die Schwärzung des Röntgenfilms erfolgt nur zu 5% direkt durch Röntgenstrahlung, 95% sind Anteil der fluoreszierenden Wirkung von Verstärkerfolien. Dies hat eine deutliche Reduktion der Strahlenbelastung für den Patienten zur Folge (*Laubenberger et al. 1999*).

Zumeist sind in einer Röntgenfilmkassette jeweils eine Verstärkungsfolie an der Kassettenvorder- bzw. rückwand angebracht, zwischen denen sich der Film befindet. Folien und Film bilden dabei ein System, das Film-Folien-System (FFS). Die Spektralempfindlichkeiten von Verstärkungsfolie und Röntgenfilm müssen aufeinander abgestimmt sein (Abbildung 5).

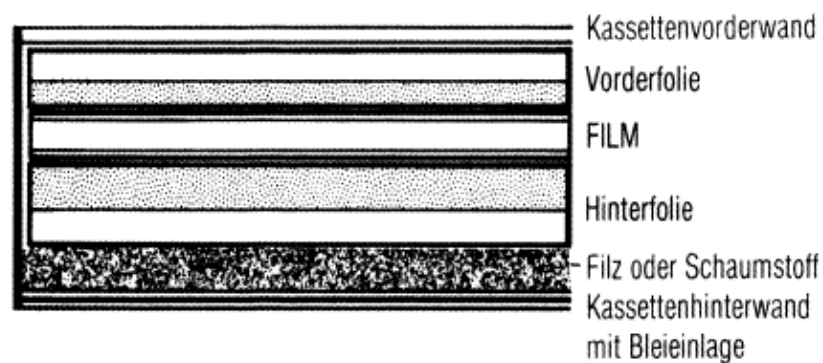


Abbildung 5 Aufbau der Röntgenfilmkassette mit Film (*Laubenberger et al. 1999*).

Die Entwicklung leistungsfähiger Computer und Röntgendetektoren in der radiologischen Diagnostik hat den Weg von analoger Röntgenbilderzeugung zu digitalen Verfahren geebnet.

Die digitale Projektionsradiografie beruht auf der Idee, Bilder mit Hilfe eines Rasters in eine Serie von Bildpunkten zu zerlegen. Diese Bildpunkte werden als Pixel (**P**icture-**m**atri**X**-**E**lement) bezeichnet. Wie viele Bildelemente ein digitales Bild enthält, hängt von der Matrix des digitalen Systems ab. Das Raster einer Matrix besteht aus Zeilen und Spalten. Jeder Bildpunkt ist auf der Matrix exakt durch seine beiden Koordinaten definiert. Außer seiner Lage trägt jeder Pixel noch Informationen über seine Farbe bzw. seinen Schwärzungsgrad.

Mit Hilfe einer solchen Zahlenmatrix lassen sich digitale Bilder elektronisch speichern und nachbearbeiten (*Hoxter et al. 1991*). Durch die bessere Dosisausbeute digitaler Sys-

teme werden mehr Informationen aus dem erhaltenen Röntgenverteilungsspektrum herausgefiltert und darstellt (Schaefer-Prokop et al., 2003). Diese Erhöhung der Dosisausbeute ermöglicht in der diagnostischen Radiologie eine Dosisreduktion für den Patienten (Grampp et al. 2003).

1.5.1.1 Digitale Projektionsradiografie in Bildverstärkertechnik

Eine Möglichkeit zur Anwendung digitaler Projektionsradiografie sind Röntgenbildverstärker (RBV) (Abbildung 6). Diese bestehen aus einer Vakuumröhre, in welcher Röntgenbilder in sichtbares Licht von hoher Leuchtdichte umgewandelt werden. Beim Auftreffen von Röntgenstrahlung auf den Eingangsleuchtschirm kommt es zur Umwandlung von Röntgenstrahlung in optische Photonen (Lindner 2001).

Durch die Entstehung optischer Photonen werden Elektronen aus der Photokathode freigesetzt, so dass in der Photokathode ein so genanntes Elektronenbild entsteht. Dieses Bild wird anschließend mit Hilfe eines an der Röhre angelegten elektrischen Feldes auf 25-35 kV beschleunigt und auf den kleinen Ausgangsbildschirm projiziert (Schulz 2001). Dieser Ausgangsbildschirm ist für die erneute Umwandlung in sichtbares Licht zuständig. Aus der Beschleunigung und der Verkleinerung des Bildes resultiert eine bis zu 10000-fache Verstärkung der Information innerhalb des RBV (Behrens, 2002).

Mit Hilfe des Röntgenbildverstärkers ist eine Dosisminimierung um das Fünffache verglichen mit Film-Folien-Systemen erreichbar (Lindner 2001).

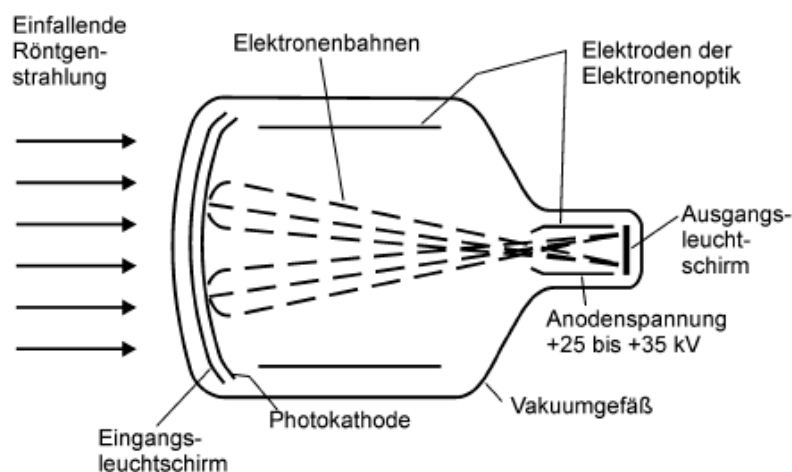


Abbildung 6 Aufbau eines Bildverstärkers (Stieve et al., 2003)

In der vorliegenden Dissertation wurde ein Röntgenbildverstärker des Fabrikats *AXIOM ICONOS R200 FLC* der Firma Siemens AG Medical Solutions verwendet. Dieses Gerät

ist mit einer CCD Kamera (Charge Coupled Devices) ausgestattet, die es ermöglicht die Bildqualität des RBV verlustfrei in digitale Bilder umzusetzen. Der verwendete CCD-Chip hat eine Matrix von 1024 x 1024.

1.5.1.2 Digitale Projektionsradiografie mit Flat Panel Detektoren

Eine weitere Möglichkeit der digitalen Projektionsradiografie stellen Flat Panel Detektoren dar. Dies sind flache Röntgenstrahendetektoren, welche das Röntgenbild direkt in digitaler Form wiedergeben. In der vorliegenden Dissertation wurde ein Flat Panel Detektor des Fabrikats *AXIOM ARISTOS VX* (die Bezeichnung des Bildempfängersystems lautet *VERTIX FD*) verwendet. Dieser wandelt die Energie der einfallenden Röntgenstrahlen mit Hilfe einer Szintillationsschicht in sichtbares Licht um (*Schaefer-Prokop et al. 2003*).

Unterhalb der Szintillationsschicht aus amorphem Silizium befindet sich eine Bildmatrix aus ca. 3000 x 3000 Bildpunkten. Jedes Pixel besteht aus einem Photosensor sowie einem Halbleiterschalter, wodurch ermöglicht wird Signale jedes einzelnen Bildpunktes zu registrieren und zu digitalisieren (*Baus et al., 2003, Fa.Siemens 2001*).

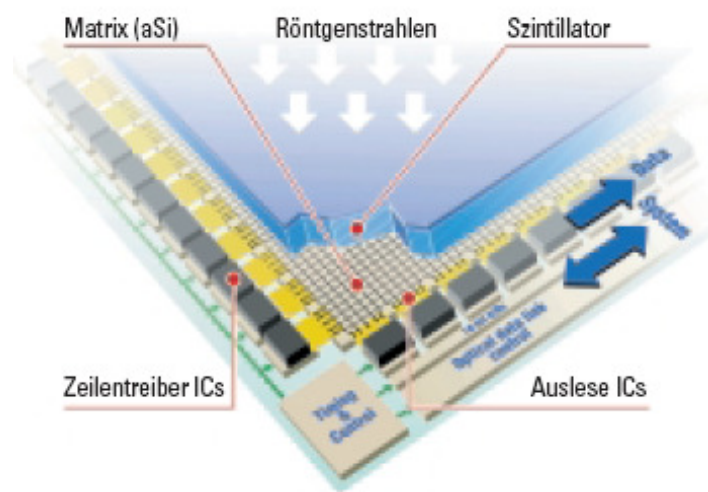


Abbildung 7 Schema eines Festkörper-Detektors (*Herrmann et al., 2000*)

Flat Panel Detektoren speichern die Information des absorbierten Strahlenreliefs direkt elektronisch, wodurch der Zwischenschritt einer optischen oder mechanischen Abtastung entfällt. Die hocheffiziente Verwertung einfallender Röntgenstrahlung sowie die Darstellung auch geringer Absorptionsunterschiede durch Direktdetektorsysteme ermöglichen eine erhebliche Strahlenexpositionsreduktion in der Röntgendiagnostik (*Schmidt et al. 2003, Spahn et al. 2003, Strotzer et al., 2002, Strotzer et al. 2002*). Durch digitale Nachbearbeitung wird zudem die diagnostische Aussagekraft der Bilder optimiert (*Schmidt et al. 2003*).

1.6 Zielsetzungen der Promotionsarbeit

Zielsetzung der vorliegenden Promotionsarbeit ist die Untersuchung, in welchem Maße europaweit neu eingeführte diagnostische Referenzwerte (Tabelle 3) an der Klinik für Strahlendiagnostik der UKGuM, Standort Marburg, eingehalten werden. Dies wurde anhand von Röntgenthoraxaufnahmen evaluiert. Als geeignete Messgröße wurde das vom Bundesamt für Strahlenschutz empfohlene Dosisflächenprodukt in $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ angewandt.

Mit Hilfe dieser Thoraxübersichtsaufnahmen wurde zudem analysiert, ob eine Korrelation zwischen anthropometrischen Merkmalen (Alter, Geschlecht, Körpergröße, Körpergewicht, Body Mass Index, Patientendurchmesser im Hauptstrahlengang) und der gemessenen Strahlenexposition in $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ bestand.

Als weiterer Bestandteil der Dissertation wurden im Rahmen einer experimentellen Messreihe Schädelübersichtsaufnahmen an einem anthropomorphen Schädelphantom durchgeführt. Ziel der Messreihe war es, den Einfluss von Änderungen der Belichtungsparameter (Röhrenspannung, Filterung, Einblendung) auf das Dosisflächenprodukt systematisch zu untersuchen. Die Schädelaufnahmen wurden unter Verwendung verschiedener digitaler Aufnahmesysteme (RBV, Flat Panel Detektor) angefertigt. Anschließend erfolgte ein Vergleich der Aufnahmesysteme bezüglich Strahlenexposition.

Tabelle 3 **Diagnostische Referenzwerte für Röntgenaufnahmen bei Erwachsenen (*Brix 2003*)**

Aufnahme	Dosisflächenprodukt [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]
Schädel a.p./p.a.	110
Schädel lateral	100
Thorax p.a.	20
Thorax lateral	100

2 Material und Methoden

2.1 Experimentelle Untersuchungen

2.1.1 *Das Schädelphantom*

Die experimentellen Messreihen der vorliegenden Dissertation wurden an einem Schädelphantom der staatlichen Lehranstalt für medizinisch-technische Assistenz Marburg/Lahn durchgeführt (Abbildung 8).



Abbildung 8 **Schädelphantom für die experimentellen Untersuchung**
(Staatliche Lehranstalt für medizinisch-technische Assistenz Marburg/Lahn).

Das verwendete Schädelphantom ist ein Gussphantom, welches aus einem originalen Skelettschädel in weichteiläquivalentem Kunststoffmantel besteht, der den Weichteilmantel eines echten menschlichen Schädels simuliert. Anhand dieses Schädelphantoms konnte die Strahlenabsorption eines menschlichen Schädels bestimmt werden. Um die Untersuchungsergebnisse exakt miteinander vergleichen zu können, wurde der Schädel während den Messreihen für alle Aufnahmen identisch gelagert und der Einfluss von Änderungen der Aufnahmebedingungen (kV, Filterung, Feldgröße, RBV, Flat Panel Detektor) systematisch analysiert und bewertet.

2.1.2 Bestimmung des Dosisflächenprodukts am Schädelphantom unter Verwendung des Röntgenbildverstärkers

Die Untersuchungen am Schädelphantom mit dem Röntgenbildverstärker erfolgten in den Räumlichkeiten der Kinderklinik des UKGuM, Standort Marburg.

Bei dem zur Untersuchung verwendeten Gerät handelte es sich um ein Fabrikat der Firma Siemens AG Medical Solutions mit der Typenbezeichnung *AXIOM ICONOS R200 FLC*. Exakte Angaben zum verwendeten Röntgengerät können aus der nachfolgenden Tabelle entnommen werden.

Tabelle 4 Zeigt die exakten Typbezeichnungen der einzelnen Bestandteile des verwendeten Röntgenbildverstärkers (*AXIOM ICONOS R200 FLC*).

Geräteigenschaften – Spezifikation	Bezeichnung
Strahlengeometrie – Anwendungsgerät 1	Iconos R200 90
Strahlenerzeugendes System - Generator	Polydoros SX 80
Strahlenerzeugendes System – Strahlersystem 1	OptiTOP 150/40/80 HC-100 3Ph
Bildempfängersysteme – Film-Folien-System 1	Agfa-Gevaert/Curix Ortho Medium
Empfindlichkeit des FFS	400
Bildempfängersysteme – Film-Folien-System 2	Agfa-Gevaert/Curix Ortho Regular
Empfindlichkeit des FFS	200
Bildempfängersysteme – Anwendungsgerät 1	Iconos R200 90

In den Versuchsreihen am Röntgenbildverstärker erfolgte die Exposition des Schädelphantoms bei wechselnder Röhrenspannung in zwei unterschiedlichen Expositionsrichtungen (a.p. und lateral). Insgesamt wurden 18 Versuchsdurchgänge vorgenommen. Für jede der Expositionsrichtungen erfolgten drei Messreihen mit Variation der Filterung. Für jede der drei Filterungen erfolgten nochmals drei Messreihen mit Variation der Feldgröße (Abbildung 9).

Anhand des oben genannten Studienprotokolls wurde der Einfluss von systematischer Variation der Belichtungsparameter (kV, Filterung, Feldgröße) auf die Entwicklung des DFP untersucht und anschließend interpretiert.

Richtung des Strahlengang	1									2								
Filterung	1			2			3			1			2			3		
Feldgröße	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Anzahl der Messungen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18

Abbildung 9 Darstellung der 18 Messreihen mit dem Röntgenbildverstärker.

Bei der Strahlenexpositionsrichtung wurde zwischen einer Messreihe im a.p. Strahlengang sowie einer Messreihe in lateralem Strahlengang unterschieden. Die Filterung wechselte zwischen Kupferplatten der Dicke 0,1, 0,2 und 0,3mm. Das Format variierte zwischen Filmformaten von 35 x 43cm und 24 x 30cm. Beim Filmformat von 24 x 30cm wurde nochmals zwischen einem Messdurchgang mit Einblendung auf das Filmformat und einem Messdurchgang mit organangepasster Einblendung unterschieden.

In der Versuchsreihe im a.p. Strahlengang wurden Messungen mit kV Werten von 70kV bis 79kV durchgeführt. Die Messungen wurden bei 70kV, 71,5kV sowie 73kV vorgenommen und erfolgten anschließend in 2kV Schritten mit einem Höchstwert bei 79kV. Auf diese Weise wurde der Effekt einer systematischen Veränderung der Röhrenspannung auf die Entwicklung des Dosisflächenprodukts untersucht. Der Fokus Film Abstand (FFA) lag bei 115cm und wurde in allen Versuchsdurchgängen konstant gehalten.

Die Eigenfilterung des Gerätes betrug 2,5mm Aluminium. Des Weiteren wurde eine Zusatzfilterung aus Kupfer verwendet. Durch Variation der Kupferfilterung in den Stärken 0,1, 0,2 und 0,3mm wurde der Effekt zusätzlicher Strahlenfilterung auf die Entwicklung des DFP bestimmt.

Durch unterschiedliche Filmformatgrößen sowie Variation der Einblendung wurde der Einfluss dieser Variablen auf die Entwicklung des DFP ermittelt. Alle Aufnahmen erfolgten unter Verwendung eines Streustrahlenrasters, konform den Leitlinien der Bundesärztekammer (*Bundesärztekammer 1995*).

Die Messreihe im lateralen Strahlengang erfolgte bei Röhrenspannungen von 70kV bis 85kV. Die Messschritte wurden wie in der Messreihe in a.p. Exposition gewählt. Der Fokus Film Abstand wurde auf 115cm eingestellt (*Bundesärztekammer 1995*).



Abbildung 10 **Darstellung des Schädelphantoms im a.p. Strahlendurchgang mit entsprechender Röntgenaufnahme.**

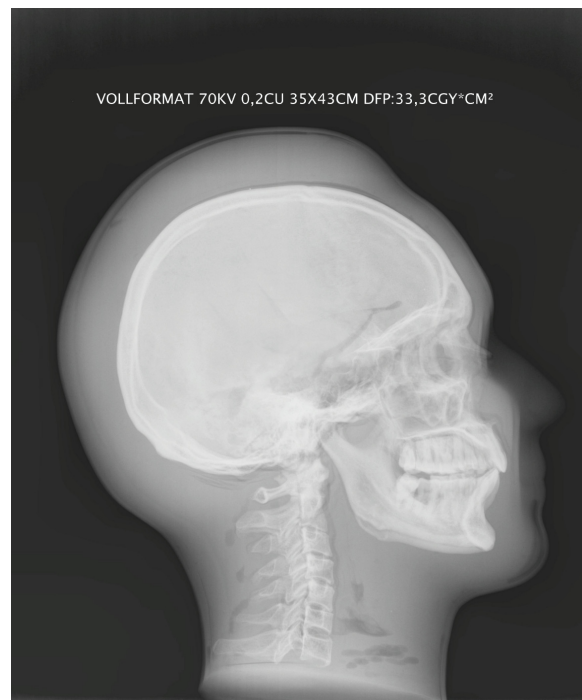


Abbildung 11 **Darstellung des Schädelphantoms im lateralen Strahlendurchgang mit entsprechender Röntgenaufnahme.**

Die lateralen Schädelübersichtsaufnahmen wurden wie auch die Schädelaufnahmen im a.p. Strahlengang mit dem *AXIOM ICONOS R200 FLC* durchgeführt.

Neben der Eigenfilterung des Gerätes mit 2,5mm Aluminium wurden 3 Kupferplatten der Dicke 0,1, 0,2 und 0,3mm als Zusatzfilterung verwendet. In der Messreihe im lateralen Strahlengang wurden entsprechend den Aufnahmen in a.p. Exposition unterschiedliche Filmformate verwendet sowie die Einblendungsformate variiert. Auf diese Weise wurde der Effekt von Formatänderungen und Variation der Einblendung auf das DFP beurteilt. Konform den Leitlinien der Bundesärztekammer wurden alle Aufnahmen unter Verwendung eines Streustrahlenrasters vorgenommen (*Bundesärztekammer 1995*).

2.1.3 Messungen am Schädelphantom mit dem Flat Panel Detektor

Die zweite Versuchsreihe wurde an einem Flat Panel Detektor Röntgengerät durchgeführt. Entsprechend den Messungen am RBV wurde der Einfluss von Änderungen der Aufnahmebedingungen auf die Entwicklung des DFP an einem Schädelphantom untersucht. Anschließend wurden die Messergebnisse dieser beiden Aufnahmegeräte miteinander verglichen.

Die Messreihen am Flat Panel Detektor wurden in der Klinik für Strahlendiagnostik des UKGuM, Standort Marburg, durchgeführt. Das für die Untersuchungen verwendete Gerät war ein Fabrikat der Firma Siemens AG Medical Solutions mit der Typenbezeichnung *AXIOM ARISTOS VX*. Exakte Angaben zum eingesetzten Aufnahmegerät sind in der nachfolgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle 5 Zeigt die exakten Typbezeichnungen der einzelnen Bestandteile des verwendeten Flat Panel Röntgengeräts AXIOM ARISTOS VX.

Geräteeigenschaften – Spezifikation	Bezeichnung
Strahlengeometrie – Anwendungsgerät 1	Vertex FD
Strahlenerzeugendes System – Generator	Polydoros LX Lite
Strahlenerzeugendes System – Strahlersystem 1	Optilix 150/30/50 HC-100 3Ph
Bildempfängersysteme – Anwendungsgerät 1	Vertex FD
Streustrahlenraster des Aufnahmetisches	Freistehend; Pb 15/80 Fokus: fo = 115 cm
Streustrahlenraster des Aufnahmestativs	Freistehend; Pb 15/80 Fokus: fo = 180 cm, optional fo = 115 cm oder fo = 150 cm

In der Versuchsreihe mit dem Flat Panel Detektor Röntgengerät wurde das Schädelphantom bei wechselnder Röhrenspannung in 12 Versuchsdurchläufen exponiert. Die Messungen wurden in zwei verschiedenen Expositionsrichtungen (a.p. und lateral) vorgenommen. Für jede dieser beiden Expositionsrichtungen erfolgten drei Messreihen mit Variation der Filterung. Für jede der drei Filterungen wurden zwei Messreihen mit Variation der Feldgröße durchgeführt (Abbildung 12).

Richtung des Strahlengang	1						2					
Filterung	1		2		3		1		2		3	
Feldgröße	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
Anzahl der Messungen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12

Abbildung 12 Darstellung der 12 Messreihen mit dem Flat Panel Detektor.

Anhand der vorliegenden Untersuchungen wurde der Effekt einer systematischen Variation der Belichtungsparameter (kV, Filterung, Feldgröße) auf die Entwicklung des DFP analysiert.

In den Messreihen am Flat Panel Detektor wurde das Schädelphantom in a.p. und in lateraler Strahlenrichtung untersucht. In den einzelnen Messreihen variierte die Filterung zwischen Kupferplatten der Stärke 0,1, 0,2 und 0,3mm. Das verwendete Filmformat betrug 24 x 30cm. Es wurde zwischen einem Messdurchgang mit Einblendung auf das Filmformat und einem Messdurchgang mit objektangepasster Einblendung unterschieden.

In der Versuchsreihe im a.p. Strahlengang wurden Messungen bei Röhrenspannungen von 70kV bis 79kV durchgeführt und der Einfluss steigender kV Werte auf die Entwicklung des Dosisflächenprodukts bestimmt. Die Messungen wurden bei 70kV, 71,5kV sowie 73kV vorgenommen und erfolgten anschließend in 2kV Schritten mit einem Höchstwert bei 79kV.

Der Fokus Film Abstand (FFA) wurde mit 115cm festgelegt und konstant belassen (*Bundesärztekammer 1995*). Die Eigenfilterung des Flat Panel Detektors betrug 2,5mm Aluminium. Die Zusatzfilterung des Gerätes bestand aus Kupferplatten, welche in den Stärken 0,1, 0,2 und 0,3mm variiert wurden.

Durch Verwendung unterschiedlich starker Kupferplatten wurde der Effekt der Filterung auf die Entwicklung des DFP bestimmt. Das Filmformat betrug 24 x 30cm. Ein Messdurchgang erfolgte mit Einblendung auf das Filmformat (24 x 30cm) ein zweiter Messdurchgang wurde mit objektangepasster Einblendung (18,60 x 28,70cm) vorgenommen. Die Messreihen im lateralen Strahlengang wurden bei Röhrenspannungen von 70kV bis 85kV vorgenommen. Die Variation der Röhrenspannung erfolgte entsprechend dem Versuchsaufbau im a.p. Strahlengang.

Für die lateralen Schädelübersichtsaufnahmen wurde ein FFA von 115cm gewählt (*Bundesärztekammer 1995*). Bei einer vom Gerät vorgegebenen Eigenfilterung von 2,5mm Aluminium wurde die Zusatzfilterung durch Kupferplatten der Stärke 0,1, 0,2 und 0,3mm variiert. Das Filmformat betrug 24 x 30cm.

Es wurde zwischen einem Messdurchgang mit Einblendung auf das Filmformat (24 x 30cm) und einem Messdurchgang mit objektangepasster Einblendung (20,40 x 23,30cm) unterschieden. Durch die Variation von Filterung und Einblendung wurde der Effekt dieser Variablen auf die Entwicklung des DFP analysiert.

2.2 Bestimmung des Dosisflächenprodukts bei Röntgenaufnahmen des Thorax

2.2.1 *Charakterisierung des Patientenkollektivs*

Die Messungen zur Strahlenexposition der Röntgenuntersuchungen des Thorax wurden an Patienten des UKGuM, Standort Marburg, vorgenommen. Bei diesen Patienten wurden im Rahmen der medizinischen Versorgung diagnostische Aufnahmen des Thorax in zwei Ebenen durchgeführt. Die Patienten waren allesamt über das Studienvorhaben aufgeklärt, einverstanden und nicht bettlägerig. Die Patienten konnten durch die MTAR ordnungsgemäß gelagert und radiologisch untersucht werden.

Die Röntgen Thoraxaufnahmen der Patienten wurden an zufällig ausgewählten Untersuchungstagen im Zeitraum von Juli 2004 bis Januar 2005 ohne Festlegung bestimmter Auswahlkriterien erstellt. Das nachfolgende Säulendiagramm gibt die Geschlechterverteilung des Patientenkollektivs wieder (Diagramm 1).

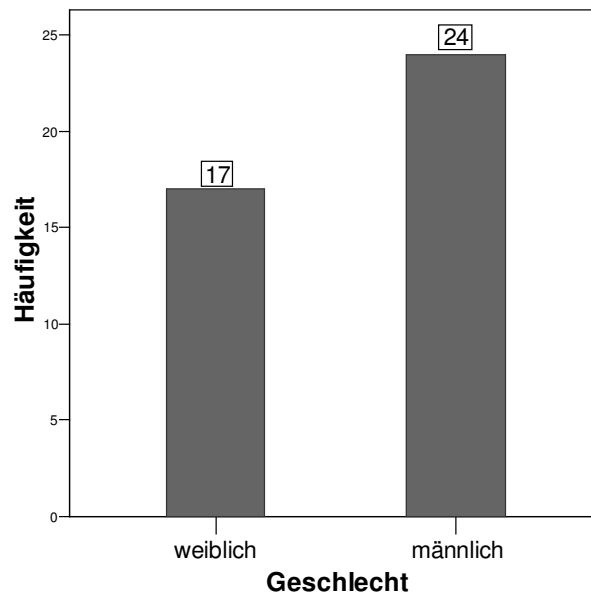


Diagramm 1 Geschlechterverteilung des bei der Röntgen-Thorax Untersuchung protokollierten Patientenkollektivs.

Die Altersverteilung der für die Erhebung dieser Messreihe protokollierten Patienten wird nachfolgend dargestellt (Diagramm 2).

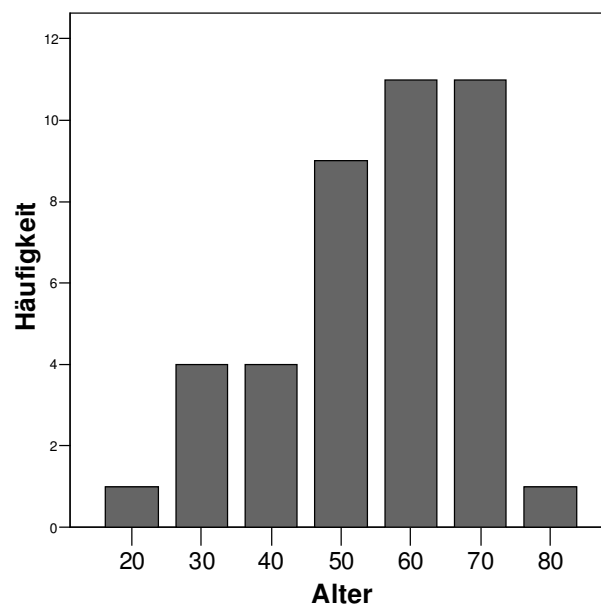


Diagramm 2 Altersverteilung des untersuchten Patientenkollektivs.

Die Altersverteilung des untersuchten Patientenkollektivs stimmt mit Messreihen groß angelegter Studien überein. Ein vom Bundesministerium für Umwelt gefördertes Forschungsvorhaben ermittelte im Jahr 2002 altersspezifische Daten für den Krankenhausbereich. Es zeigte sich, dass mehr als 60% der Röntgenaufnahmen im Krankenhausbereich

bei Patienten durchgeführt werden, die 60 Jahre oder älter sind. Lediglich 5% der Röntgenuntersuchungen betreffen Kinder und Jugendliche unter 20 Jahren (*Bundesamt für Strahlenschutz, 2005*). Diese altersspezifische Verteilung diagnostischer Röntgenuntersuchungen führt dazu, dass aufgrund niedriger Fallzahlen die Wahrscheinlichkeit strahlenbedingter Krebserkrankungen bei jungen Patienten gering ist. Des Weiteren werden viele ältere Patienten ein durch ionisierende Strahlung induziertes Karzinom infolge ihres hohen Alters nicht mehr erleben.

2.2.1.1 Ablauf der Messungen

Vor Anfertigung der Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane wurden die Patienten gebeten, sich am Oberkörper bis auf die Unterwäsche zu entkleiden und ihren Schmuck abzulegen, um mögliche Fremdkörperschatten auf der Röntgenaufnahme zu verhindern. Vor der Protokollierung ihrer Daten wurden die in die Messreihe aufgenommenen Patienten befragt, ob sie an einer klinischen Datenerhebung zur Messung des Dosisflächenprodukts teilnehmen würden. Weibliche Patienten im gebärfähigen Alter wurden vor der Röntgenuntersuchung zur Möglichkeit einer bestehenden Schwangerschaft befragt.



Abbildung 13 **Darstellung des Messzirkels mit Zentimeterskalierung**
(Fa. Holzhauer Orthopädietechnik Marburg/Lahn).

Die Messung des Thoraxdurchmessers erfolgte unmittelbar vor der Aufnahme am stehenden Patienten mit einem Messzirkel der Firma Holzhauer Orthopädietechnik Marburg/Lahn (Abbildung 13). Mit der an diesem Messzirkel angebrachten Zentimeterskalierung wurde der Patientendurchmesser im Hauptstrahlengang bestimmt. Mit diesem Zirkel wurde die Patientendicke sowohl im lateralen Durchmesser als auch im a.p. Durchmesser ermittelt. Dabei wurde als anatomischer Anhaltspunkt der Thoraxdurchmesser drei Quer-

finger oberhalb des Processus Xiphoideus gemessen. Dies entspricht dem 4. Intercostalraum und kommt bei männlichen Patienten im Allgemeinen dem Mamillenstand gleich.

Im Anschluss wurden das Körpergewicht und die Körpergröße der Patienten bestimmt, um nach der Formel $\text{Körpergewicht}/\text{Körpergröße}^2$ den Body Mass Index zu errechnen. Da sich der Body Mass Index aus der Körpergröße und dem Körpergewicht berechnet, konnte der Konstitutionstyp der Patienten genauer bewertet werden.

Nach den oben beschriebenen Voruntersuchungen wurden die Röntgenaufnahmen an einem Flat Panel Detektor der Firma Siemens AG Medical Solutions, mit der Typenbezeichnung *AXIOM ARISTOS VX*, angefertigt (Tabelle 5). Die Messungen fanden an der Klinik für Strahlendiagnostik des UKGuM, Standort Marburg, statt. Zunächst wurde von der MTAR ein Röntgenbild in p.a. Projektion erstellt. Nach der ordnungsgemäßen Lagerung des Patienten (Abbildung 14) erfolgte die Anlage eines Gonadenschutzes. Durch eine organangepasste Einblendung auf die Thoraxorgane wurde die Strahlenexposition für den Patienten minimiert.



Abbildung 14 Lagerung eines Patienten bei der Anfertigung einer Röntgenaufnahme in p.a. Durchleuchtung.

Im Anschluss an die Thorax p.a. Untersuchung wurde eine Aufnahme im lateralen Strahlengang angefertigt. Die Patienten wurden aufgefordert an das Aufnahmestativ heranzutreten, um anschließend durch die MTAR ordnungsgemäß gelagert zu werden (Abbildung 15).



Abbildung 15 Lagerung eines Patienten bei der Anfertigung einer Röntgenaufnahme in lateraler Durchleuchtung.

Nach der ordnungsgemäßen Lagerung des Patienten wurde eine Bleischürze zum Schutz der Gonaden angelegt. Um die Strahlenexposition für den Patienten so gering wie möglich zu halten, wurde vor der Anfertigung der Röntgenaufnahme eine organangepasste Einblendung vorgenommen. Das eigentliche Röntgenbild wurde bei Atemstillstand nach tiefer Inspiration des Patienten angefertigt. Die MTAR verwendete bei den Thoraxaufnahmen sowohl im p.a. als auch im lateralen Strahlengang eine Aufnahmespannung von 125kV. Der Fokus Film Abstand wurde bei beiden Strahlenexpositionsrichtungen auf 180cm eingestellt. Als Filmformat wurde eine Größe von 14 x 11 Inch verwendet. Die Eigenfilterung der Maschine betrug 2,5mm Aluminium. Eine Zusatzfilterung wurde nicht verwendet.

2.3 Datenerfassung und Auswertung

2.3.1 *Anwendung statistischer Verfahren*

Die statistische Auswertung der experimentell erhobenen Daten erfolgte mit Hilfe der deskriptiven Statistik. Die Ergebnisse wurden sowohl tabellarisch als auch grafisch mittels Säulen- und Streudiagrammen dargestellt. Eine Auskunft über die zentrale Tendenz erfolgte mit Hilfe der Mittelwertbetrachtung. Als Maß für die Variabilität wurden zur

Beschreibung der Parameterspannweite Maximal- und Minimalwerte sowie die Standardabweichung (SD) angegeben.

Die Ergebnisse der klinischen Messreihe wurden zusätzlich mit Hilfe der schließenden Statistik explorativ ausgewertet. Zur Ermittlung von Zusammenhängen zwischen klinischen Merkmalen und Dosisflächenprodukt wurde eine Korrelationsanalyse durchgeführt. Die Quantifizierung des linearen Zusammenhangs wurde anhand des *Korrelationskoeffizienten nach Pearson* (r) berechnet. Das *Signifikanzniveau* (p) wurde stets zweiseitig angegeben. Statistische Signifikanz wurde bei einem p -Wert unter 0,05 (nominell) angenommen. In den Abbildungen steht * für $p \leq 0,05$ und ** für $p \leq 0,01$. Es erfolgte somit keine Korrektur für multiples Testen.

2.3.2 *Zur Datenerfassung und Auswertung angewandte Computerprogramme*

Die Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS in der Version 12.0 für Windows sowie unter Zuhilfenahme des Tabellenkalkulationsprogramms Excel in der Version Microsoft Office Premium 2000.

Die schriftliche Ausarbeitung der Promotionsarbeit wurde mit dem Programm Word in der Version Microsoft Office Premium 2000 vorgenommen. Zur Dokumentation eingefügter Literaturzitate wurde das Programm Reference Manager in der Version 11 für Windows verwendet.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen

3.1.1 *Entwicklung des Dosisflächenprodukts am Schädelphantom unter Verwendung des Röntgenbildverstärkers*

3.1.1.1 *Messergebnisse am Schädelphantom im a.p. Strahlengang*

In den Messreihen am Schädelphantom wurde der Einfluss von Änderungen der Belichtungsparameter (Filterung, Röhrenspannung, Einblendung) auf die Entwicklung des Dosisflächenprodukts systematisch untersucht. Zu Beginn erfolgten Messungen im a.p. Strahlengang. Der erste Versuchsdurchgang wurde mit 0,1mm Kupferfilterung bei ansteigender Röhrenspannung (kV) und wechselnden Kassetten- bzw. Einblendungsformaten durchgeführt (Tabelle 6).

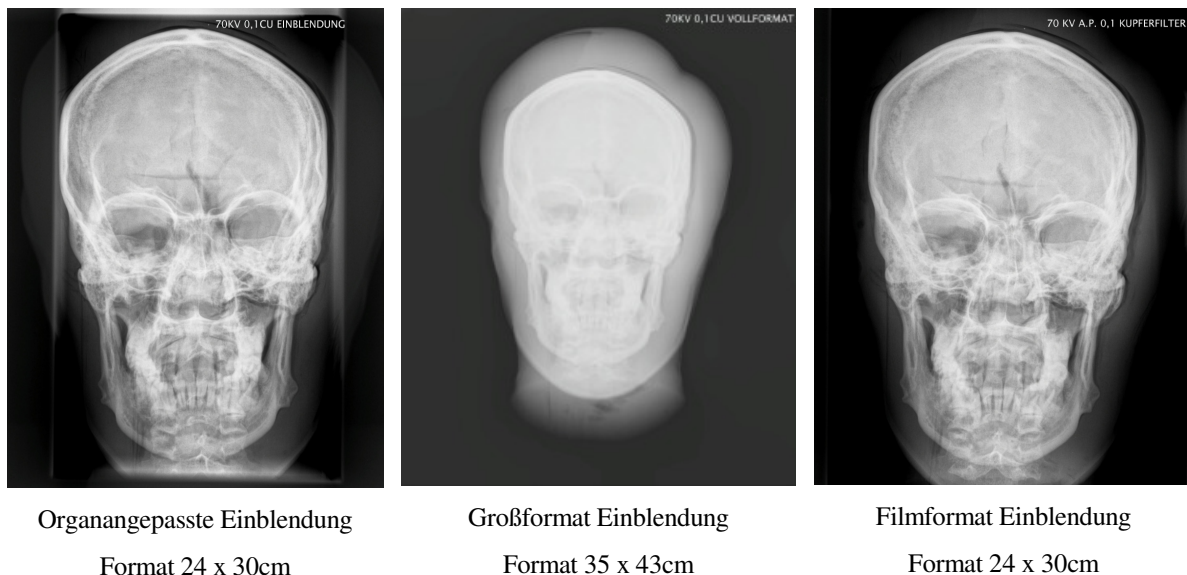


Abbildung 16 **Röntgenaufnahmen des Schädelphantoms bei 0,1mm Filterung mit unterschiedlichen Feldgrößen.**

Wie der nachfolgenden Tabelle 7 zu entnehmen ist, wurden in den Versuchsdurchläufen mit 0,1mm Zusatzfilterung bei organangepasster Einblendung die niedrigsten Strahlenexpositionen gemessen. Bei organangepasster Einblendung betrug das DFP im Durchschnitt $37,93\text{cGy} \times \text{cm}^2$. Der Maximalwert lag bei $42,30\text{cGy} \times \text{cm}^2$, der Minimalwert bei $33,10\text{cGy} \times \text{cm}^2$.

Ohne Einblendung bei einem Filmformat von 24 x 30cm betrug das DFP durchschnittlich $44,05\text{cGy} \times \text{cm}^2$. Bei Einblendung auf ein großes Kassettenformat von 35 x 43cm erhöhte sich

das Dosisflächenprodukt im Mittel auf 59,40cGy x cm² mit einem Maximalwert von 64,70cGy x cm².

Als Ergebnis zeigt sich bei allen drei untersuchten Feldgrößen eine Reduktion des Dosisflächenprodukts bei steigender Röhrenspannung (kV). Während z. B. das DFP bei einer Röhrenspannung von 70kV bei 42,30cGy x cm² lag, zeigte sich bei einer Erhöhung der Röhrenspannung auf 79kV eine Dosisreduktion auf 33,10cGy x cm².

Tabelle 6 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,1mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Großformat [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	42,30	64,70	49,70
71,5	41,20	63,40	48,00
73	39,00	61,00	45,20
75	37,30	58,80	43,10
77	34,70	55,10	40,00
79	33,10	53,40	38,30

Tabelle 7 Darstellung des DFP (cGy x cm²) bei 0,1mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.

Kassetten- bzw. Einblendungs- formate	Anzahl der Messungen	DFP Minimum [cGy x cm ²]	DFP Maximum [cGy x cm ²]	DFP Mittelwert [cGy x cm ²]	Standard-abweichung
Organangepasste Einblendung	6	33,10	42,30	37,93	3,61
Großformat Einblendung	6	53,40	64,70	59,40	4,51
Filmformat Einblendung	6	38,30	49,70	44,05	4,45

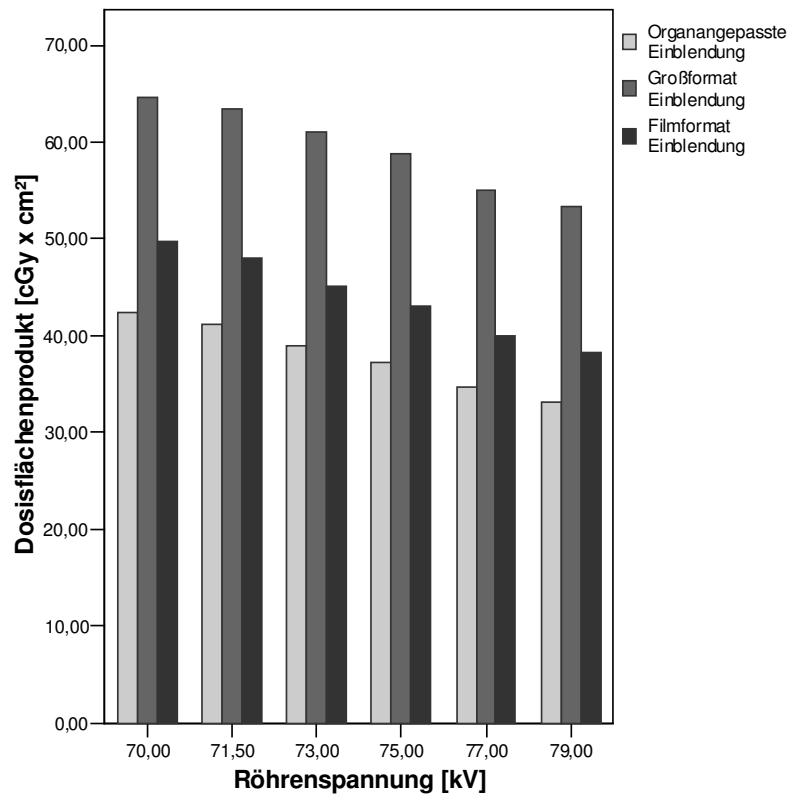


Diagramm 3 Darstellung des DFP (cGy x cm²) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,1mm Zusatzfilterung.

Anschließend wurde ein Versuchsdurchlauf mit 0,2mm Kupferfilterung durchgeführt. Hierbei wurde das Schädelphantom in den drei bereits oben genannten Feldgrößen exponiert. Es wurden Messungen bei steigenden Röhrenspannungen (kV) und wechselnden Kassetten- bzw. Einblendungsformaten durchgeführt (Tabelle 8).

Im Versuchsdurchgang mit organangepasster Einblendung zeigten sich die niedrigsten Strahlenexpositionswerte. Das kleinste DFP wurde bei 79kV gemessen. Es lag bei 26,00cGy x cm² (Tabelle 9).

Für den Versuchsdurchgang mit Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm zeigten sich Strahlenexpositionswerte von durchschnittlich 34,38cGy x cm² (Tabelle 9).

Bei Verwendung des großen Kassettenformats wurden die höchsten Strahlenexpositionswerte gemessen. Der Maximalwert ergab sich bei einer Röhrenspannung von 70kV mit einem gemessenen DFP von 52,10cGy x cm² (Tabelle 9).

In den Messungen mit 0,2mm Kupferfilterung sank das Dosisflächenprodukt in allen drei Einblendungsformaten mit steigender Röhrenspannung. Je enger auf das exponierte Objekt eingeblendet wurde, desto geringer waren die Strahlenexpositionswerte (Diagramm 4). Bei steigen-

der Filterung von 0,1mm auf 0,2mm verringerte sich bei allen drei untersuchten Feldgrößen die Strahlenexposition.

Tabelle 8 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei steigenden kV Werten und 0,2mm Zusatzfilterungen. Verwendung unterschiedlicher Kassettenformate und Einblendungen.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Großformat [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	33,00	52,10	38,10
71,5	32,30	51,10	37,10
73	30,60	49,30	35,40
75	29,10	47,60	33,90
77	27,10	44,80	31,50
79	26,00	43,30	30,30

Tabelle 9 Darstellung des DFP (cGy x cm²) bei 0,2mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.

Kassetten- bzw. Einblendungs- formate	Anzahl der Messungen	DFP Minimum [cGy x cm ²]	DFP Maximum [cGy x cm ²]	DFP Mittelwert [cGy x cm ²]	Standard- abweichung
Organangepasste Einblendung	6	26,00	33,00	29,68	2,80
Großformat Einblendung	6	43,30	52,10	48,03	3,48
Filmformat Einblendung	6	30,30	38,10	34,38	3,08

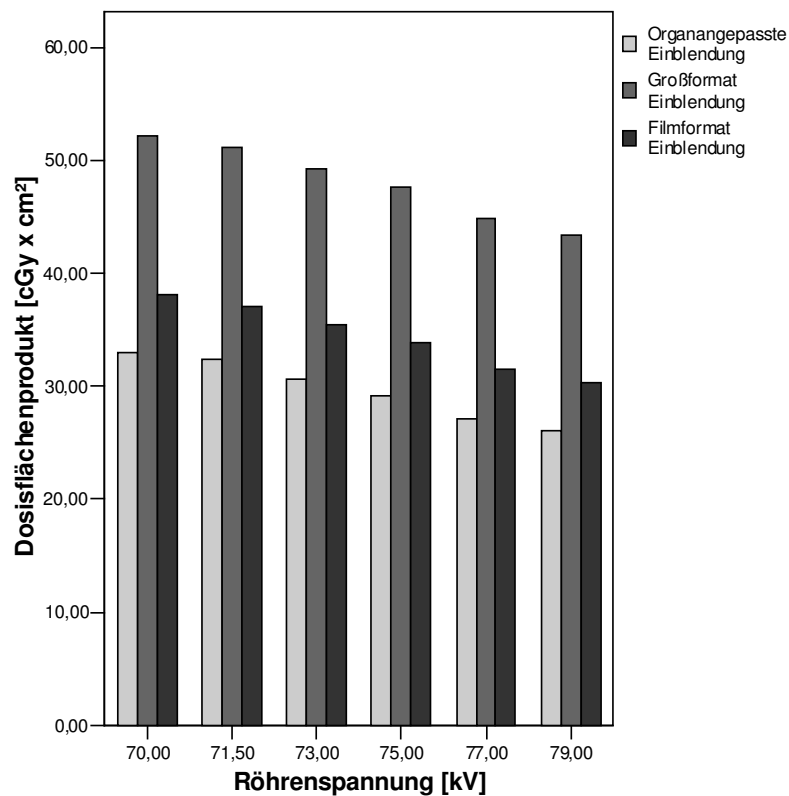


Diagramm 4 Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,2mm Zusatzfilterung.

Abschließend erfolgte ein Versuchsdurchgang mit 0,3mm Kupferfilterung. Der Versuchsaufbau entsprach den beiden vorhergehenden Messungen. Es wurde bei steigenden Röhrenspannungen (kV) und wechselnden Kassetten- bzw. Einblendungsformaten die Entwicklung des Dosisflächenprodukts untersucht (Tabelle 10).

Wie den Ergebnissen aus Tabelle 11 zu entnehmen ist, wurden bei organangepasster Einblendung die niedrigsten Strahlenexpositionen gemessen. Durchschnittlich lag das DFP bei $25,22 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$. Der niedrigste Wert wurde bei einer Röhrenspannung von 79kV bestimmt (Tabelle 10).

Die Messungen mit Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm ergaben Strahlenexpositionswerte von durchschnittlich $29,33 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$.

Bei einem großen Kassettenformat wurde ein Durchschnittswert von $41,78 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ festgestellt. Der größte gemessene Wert zeigte sich bei einer Röhrenspannung von 70kV mit $45,20 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ (Tabelle 11).

Tabelle 10 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei steigenden kV Werten und 0,3mm Zusatzfilterungen. Verwendung unterschiedlicher Kassettenformate und Einblendungen.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Großformat [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	27,90	45,20	32,40
71,5	27,30	44,40	31,60
73	26,00	42,90	30,10
75	24,80	41,50	28,90
77	23,10	38,90	27,00
79	22,20	37,80	26,00

Tabelle 11 Darstellung des DFP (cGy x cm²) bei 0,3mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.

Kassetten- bzw. Einblendungs- formate	Anzahl der Messungen	DFP Mi- nimum [cGy x cm ²]	DFP Maximum [cGy x cm ²]	DFP Mit- telwert [cGy x cm ²]	Standard- abweichung
Organangepasste Einblendung	6	22,20	27,90	25,22	2,28
Großformat Einblendung	6	37,80	45,20	41,78	2,97
Filmformat Einblendung	6	26,00	32,40	29,33	2,52

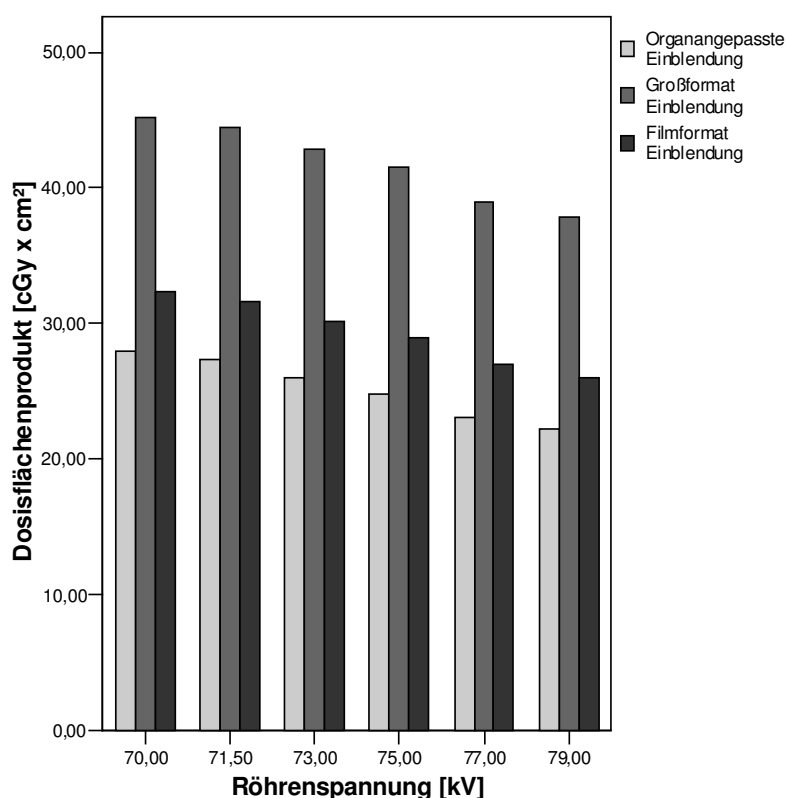


Diagramm 5 Darstellung des DFP (cGy x cm²) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,3mm Zusatzfilterung.

3.1.1.2 Zusammenfassende Bewertung der Schädel a.p. Aufnahmen

Die Untersuchungsergebnisse zeigten, dass ein Anstieg der Röhrenspannung (kV) zu einer Reduktion des Dosisflächenprodukts führte.

Hierzu wurde bei Filterungen von 0,1, 0,2 und 0,3mm die prozentuale Differenz des Dosisflächenprodukts bei einer Röhrenspannung von 79kV und 70kV bestimmt. Die Ergebnisse wurden addiert und anschließend gedrittelt. Nach dieser Berechnung ermöglichte objektangepasste Einblendung bei steigender Röhrenspannung eine Dosisreduktion von durchschnittlich 21,13%. Bei Einblendung auf ein Kassettenformat von 24 x 30cm zeigte sich eine DFP Reduktion um 21,05%, bei groß gewählttem Kassettenformat verringerte sich das DFP um 16,91%.

Als weiteres Ergebnis zeigte sich, dass steigende Filterung von 0,1mm auf 0,3mm zu einer Reduktion des Dosisflächenprodukts führte.

Hierfür wurde die prozentuale Differenz der Dosisflächenprodukte bei 0,3mm und 0,1mm Filterung in den einzelnen kV Messschritten ermittelt. Anschließend wurde aus der Summe der Einzelwerte der Mittelwert bestimmt. Die Ergebnisse verdeutlichten, dass steigende Filterung von 0,1mm auf 0,3mm bei organangepasster Einblendung eine durchschnittliche Dosisreduktion

von 33,50% ermöglichte. Bei Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm verringerte sich das Dosisflächenprodukt um 33,32%, im Durchgang mit großem Kassettenformat um 29,64%.

Weiter zeigte die Messreihe, dass organangepasste Einblendung eine optimale Reduktion des Dosisflächenprodukts ermöglichte.

Hierzu wurde die Summe aller Dosisflächenprodukte mit organangepasster Einblendung durch die Summe aller Dosisflächenprodukte mit Einblendung auf ein Format von 24 x 30cm dividiert und der prozentuale Anteil daraus bestimmt. Nach derselben Berechnung wurden die Versuchsreihen mit organangepasster Einblendung mit den Versuchsreihen bei großem Kassettenformat verglichen. Entsprechend dieser Kalkulation verringert organangepasste Einblendung die durchschnittliche Strahlenexposition gegenüber Einblendung auf ein Kassettenformat von 24 x 30cm um 13,86%. Der Vergleich von organangepasster Einblendung mit Einblendung auf ein großes Kassettenformat der Größe 35 x 43cm zeigt eine Dosisreduktion von 37,79%.

3.1.1.3 Messergebnisse am Schädelphantom im lateralen Strahlengang

Im Anschluss an die Versuchsreihen in a.p. Strahlenrichtung erfolgte die Exposition des Schädelphantoms im lateralen Strahlengang. Dabei wurde der Einfluss von Änderungen der Belichtungsparameter (Filterung, Röhrenspannung, Einblendung (Abbildung 17)) auf die Entwicklung des Dosisflächenprodukts systematisch untersucht.

Der erste Versuchsdurchgang erfolgte mit 0,1mm Kupferfilterung bei ansteigender Röhrenspannung (kV) und wechselnden Kassetten- bzw. Einblendungsformaten (Tabelle 12). Bei organangepasster Einblendung wurden die niedrigsten Strahlenexpositionen gemessen. Im Durchschnitt betrug das Dosisflächenprodukt $19,86\text{cGy} \times \text{cm}^2$, das kleinste Dosisflächenprodukt lag bei $16,70\text{cGy} \times \text{cm}^2$.

Unter Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm wurden durchschnittlich $24,16\text{cGy} \times \text{cm}^2$ gemessen. Bei Verwendung einer Filmkassette der Größe 35 x 43cm wurden die höchsten Dosisflächenprodukte gemessen. Durchschnittlich betrug das DFP $42,00\text{cGy} \times \text{cm}^2$. Der Maximalwert betrug $48,20\text{cGy} \times \text{cm}^2$ (Tabelle 13).

Die Untersuchungsergebnisse zeigten, dass die Strahlenexposition bei allen drei Feldgrößen mit steigender Röhrenspannung (kV) sank (Diagramm 6).

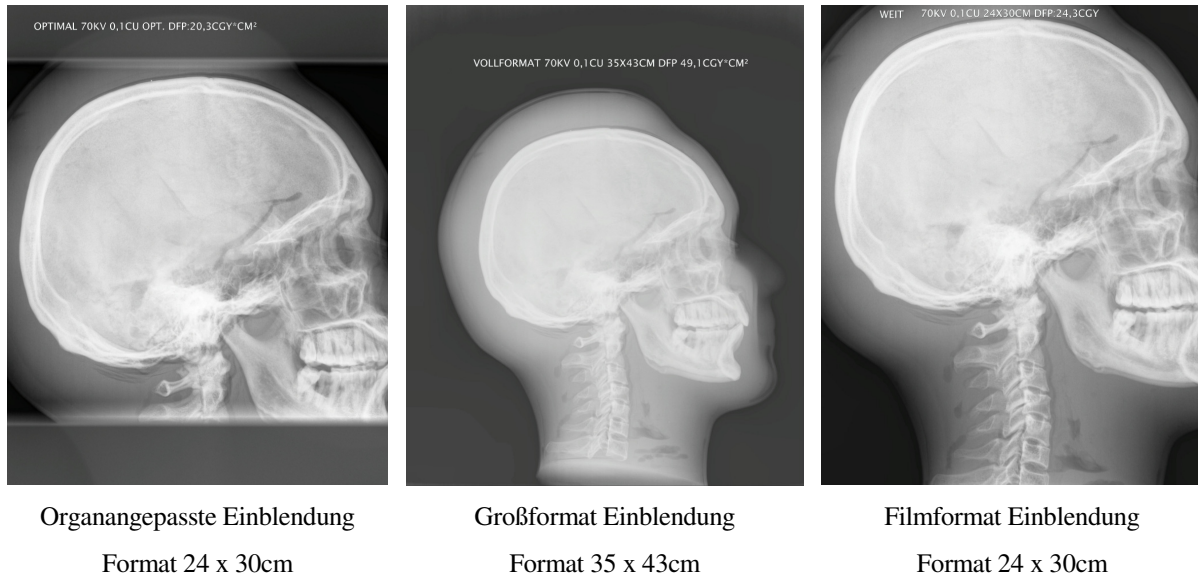


Abbildung 17 Röntgenaufnahmen des Schädelphantoms bei 0,1mm Filterung mit unterschiedlichen Feldgrößen.

Bei organangepasster Einblendung wurden die niedrigsten Dosisflächenprodukte erzielt. Die Strahlenbelastung war demnach bei objektangepasster Einblendung am geringsten.

Tabelle 12 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,1mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Großformat [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	23,20	48,20	28,10
71,5	22,60	47,40	27,50
73	21,60	45,60	26,40
75	20,80	43,80	25,30
77	19,50	41,20	23,60
79	18,70	39,90	22,70
81	18,10	38,60	22,10
83	17,50	37,60	21,30
85	16,70	35,70	20,40

Tabelle 13 Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,1mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.

Kassetten- bzw. Einblendungs- formate	Anzahl der Messungen	DFP Minimum [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]	DFP Maximum [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]	DFP Mittelwert [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]	Standard- abweichung
Organangepasste Einblendung	9	16,70	23,20	19,86	2,31
Großformat Einblendung	9	35,70	48,20	42,00	4,46
Filmformat Einblendung	9	20,40	28,10	24,16	2,78

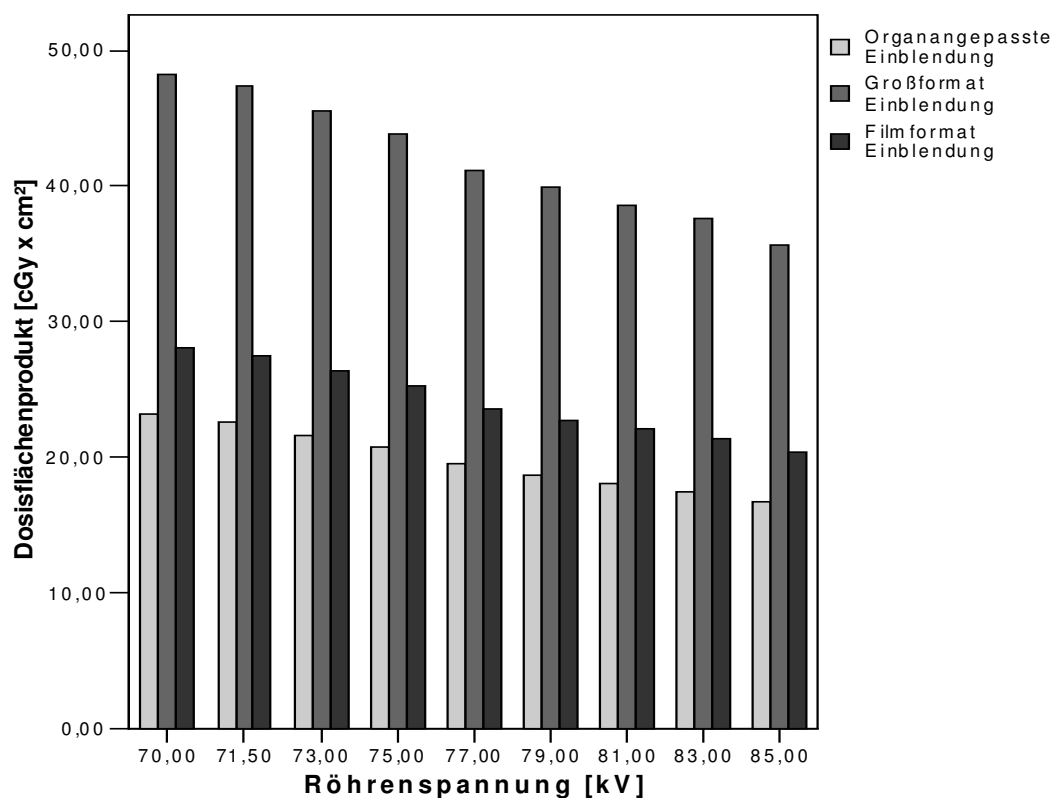


Diagramm 6 Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,1mm Zusatzfilterung.

Als nächstes erfolgten Messreihen mit 0,2mm Kupferfilterung. Das Schädelphantom wurde dafür in den oben genannten Kassetten- bzw. Einblendungsformaten bei steigenden Röhrenspannungen (kV) exponiert (Tabelle 14).

Bei organangepasster Einblendung wurden konstant die niedrigsten Strahlenexpositionen gemessen. Im Durchschnitt wurde für die Messreihe mit objektangepasster Einblendung ein DFP

von 15,72cGy x cm² bestimmt. Das niedrigste DFP wurde bei einer Röhrenspannung von 79kV gemessen, es lag bei 13,40cGy x cm² (Tabelle 15).

Bei Einblendung auf eine Filmkassette der Größe 24 x 30cm wurden Dosisflächenprodukte von durchschnittlich 18,18cGy x cm² gemessen (Tabelle 15).

Unter Verwendung eines Kassettenformats der Größe 35 x 43cm ergaben sich die höchsten Strahlenexpositionen. Das größte DFP wurde mit 38,60cGy x cm² bei einer Röhrenspannung von 70kV gemessen (Tabelle 14).

Die Messungen mit 0,2mm Filterung zeigten, dass bei jeder der drei untersuchten Feldgrößen die Strahlenexposition mit steigender Röhrenspannung (kV) sank. Die Messreihe mit organangepasster Einblendung auf das Schädelphantom erzielte konstant die niedrigsten Strahlenexpositionswerte. Eine Erhöhung der Filterung auf 0,2mm führte in jeder der drei Messreihen zu einer Reduktion des Dosisflächenprodukts und dadurch zu einer Verringerung der Strahlenexposition.

Tabelle 14 **Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,2mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.**

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm²]	DFP bei Einblendung auf Großformat [cGy x cm²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm²]
70	18,10	38,60	20,40
71,5	17,70	37,70	20,10
73	17,10	36,50	19,30
75	16,50	35,10	18,60
77	15,40	33,00	18,10
79	14,90	32,20	17,60
81	14,40	31,10	17,10
83	14,00	30,30	16,50
85	13,40	29,00	15,90

Tabelle 15 Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,2mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.

Kassetten- bzw. Einblendungs- formate	Anzahl der Mes- sungen	DFP Mini- mum [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]	DFP Maxi- mum [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]	DFP Mit- telwert [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]	Standard- abweichung
Organangepasste Einblendung	9	13,40	18,10	15,72	1,69
Großformat Einblendung	9	29,00	38,60	33,72	3,41
Filmformat Einblendung	9	15,90	20,40	18,18	1,56

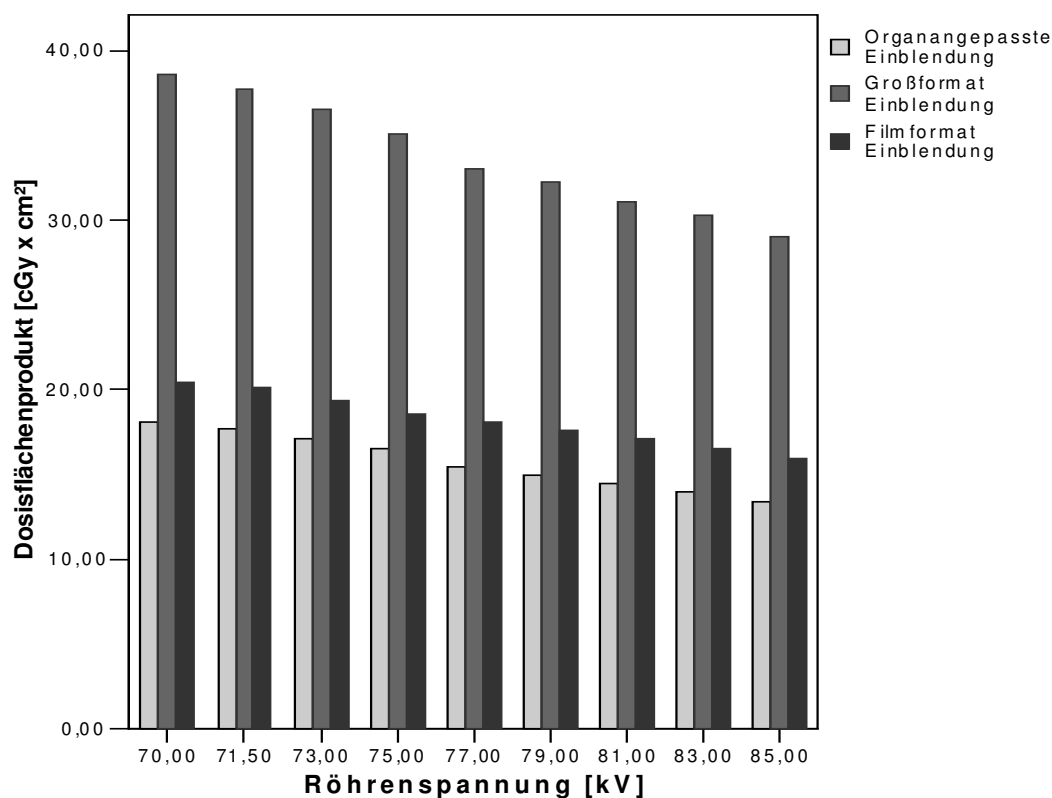


Diagramm 7 Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,2mm Zusatzfilterung.

Abschließend erfolgten Messreihen mit 0,3mm Zusatzfilterung analog dem Versuchsaufbau der vorangehenden Messungen. Die Ergebnisse aus Tabelle 16 verdeutlichen, dass bei objektangepasster Einblendung die niedrigsten Dosisflächenprodukte gemessen wurden. Die geringste Strahlenexposition wurde bei einer Röhrenspannung von 85kV ermittelt. Sie lag bei $11,50 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$.

Messungen mit Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm zeigten im Durchschnitt ein Dosisflächenprodukt von 16,49cGy x cm² (Tabelle 17).

Bei Exposition auf ein großes Kassettenformat der Feldgröße 35 x 43cm wurden die höchsten Strahlenexpositionen gemessen. Das mittlere Dosisflächenprodukt bei großem Kassettenformat lag bei 29,22cGy x cm². Das größte DFP zeigte sich bei 70kV, es betrug 33,40cGy x cm² (Tabelle 17).

Tabelle 16 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,3mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Großformat [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	15,50	33,40	19,00
71,5	15,20	32,70	18,50
73	14,60	31,50	17,80
75	14,10	30,40	17,30
77	13,20	28,60	16,10
79	12,80	27,70	15,60
81	12,40	27,10	15,10
83	12,10	26,50	14,80
85	11,50	25,10	14,20

Tabelle 17 Darstellung des DFP (cGy x cm²) bei 0,3mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Kassettenformaten bzw. Einblendungen.

Kassetten- bzw. Einblendungsformate	Anzahl der Messungen	DFP Minimum [cGy x cm ²]	DFP Maximum [cGy x cm ²]	DFP Mittelwert [cGy x cm ²]	Standardabweichung
Organangepasste Einblendung	9	11,50	15,50	13,49	1,42
Großformat Einblendung	9	25,10	33,40	29,22	2,91
Filmformat Einblendung	9	14,20	19,00	16,49	1,72

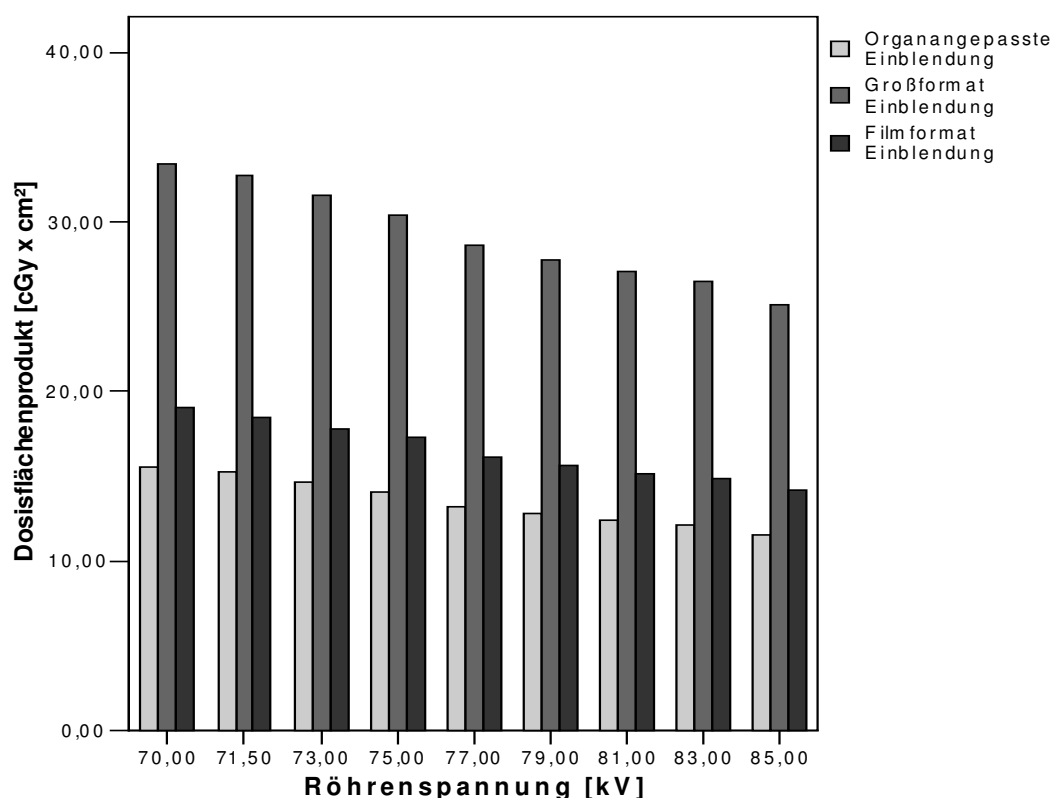


Diagramm 8 Darstellung des DFP (cGy x cm²) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Röntgen-BV mit 0,3mm Zusatzfilterung.

3.1.1.4 Zusammenfassende Bewertung der lateralen Schädelaufnahmen

In der Auswertung zeigte sich, dass steigende Röhrenspannung (kV) zu einer Reduktion des Dosisflächenprodukts führte.

Hierzu wurde bei Filterungen von 0,1, 0,2 und 0,3mm die prozentuale Differenz des Dosisflächenprodukts bei Röhrenspannungen von 85kV und 70kV bestimmt. Die Ergebnisse wurden addiert und anschließend gedrittelt. Gemäß dieser Berechnung ermöglichte objektangepasste Einblendung bei steigender Röhrenspannung eine Dosisreduktion von durchschnittlich 26,60%. Bei Einblendung auf ein Kassettenformat von 24 x 30cm zeigte sich eine DFP Reduktion um 24,91%, bei groß gewähltem Kassettenformat verringerte sich das DFP um 25,22%.

Als weiteres Messergebnis zeigte sich, dass steigende Filterung von 0,1mm auf 0,3mm zu einer Reduktion des Dosisflächenprodukts führte.

Hierfür wurde die prozentuale Differenz der Dosisflächenprodukte bei 0,3mm und 0,1mm Filterung in den einzelnen kV Messschritten ermittelt. Anschließend wurde aus der Summe der Einzelwerte der Mittelwert errechnet. Die Ergebnisse zeigten, dass durch steigende Filterung von 0,1mm auf 0,3mm bei organangepasster Einblendung eine durchschnittliche Dosisreduktion

von 31,99% möglich wurde. Bei Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm verringerte sich das Dosisflächenprodukt um 31,66%, im Durchgang mit großem Kassettenformat um 30,38%.

Als drittes Ergebnis verdeutlichten die Messreihen, dass organangepasste Einblendung eine optimale Reduktion des Dosisflächenprodukts ermöglichte.

Hierzu wurde die Summe aller Dosisflächenprodukte mit organangepasster Einblendung durch die Summe aller Dosisflächenprodukte mit Einblendung auf ein Format von 24 x 30cm dividiert und der prozentuale Anteil daraus ermittelt. Nach derselben Berechnung wurden die Versuchsreihen mit organangepasster Einblendung mit den Versuchsreihen bei großem Kassettenformat verglichen. Entsprechend dieser Kalkulation verringerte organangepasste Einblendung die durchschnittliche Strahlenexposition gegenüber Einblendung auf ein Kassettenformat von 24 x 30cm um 16,58%. Der Vergleich von organangepasster Einblendung mit Einblendung auf ein großes Kassettenformat der Größe 35 x 43cm zeigte eine Dosisreduktion von 53,25%.

3.1.2 Entwicklung des Dosisflächenprodukts am Schädelphantom unter Verwendung des Flat Panel Detektors

3.1.2.1 Messergebnisse am Schädelphantom im a.p. Strahlengang

Entsprechend den Messreihen am Röntgenbildverstärker wurde anhand von Messungen am Flat Panel Detektor der Einfluss von Änderungen der Belichtungsparameter (Filterung, Röhrenspannung, Einblendung) auf die Entwicklung des Dosisflächenprodukts systematisch analysiert. Zu Beginn wurden Messungen im a.p. Strahlengang durchgeführt.

Der erste Versuchsdurchgang erfolgte mit 0,1mm Kupferfilterung bei ansteigender Röhrenspannung (kV) und unter Verwendung von zwei unterschiedlichen Einblendungsformaten mit einem Kassettenformat der Größe 24 x 30cm. Es wurde zwischen einem Versuchsdurchlauf mit Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm und einem Durchgang mit objektangepasster Einblendung auf ein Format von 18,60 x 28,70cm unterschieden (Tabelle 18).

Im Vergleich zur Einblendung auf das Kassettenformat zeigte der Versuchsdurchlauf mit objektangepasster Einblendung niedrigere Strahlenexpositionswerte. Das kleinste Dosisflächenprodukt wurde unter organangepasster Einblendung bei einer Röhrenspannung von 79kV gemessen. Es lag bei 15,70cGy x cm².

Als weiteres Ergebnis zeigte sich, dass steigende Röhrenspannung (kV) bei beiden Feldgrößen zu einer Reduktion der Strahlenexposition führte.

Tabelle 18 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,1mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	21,90	23,10
71,5	21,30	22,40
73	19,00	20,20
75	17,90	17,50
77	16,40	17,30
79	15,70	17,20

Tabelle 19 Darstellung des DFP (cGy x cm²) bei 0,1mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Einblendungsformate	Anzahl der Messungen	DFP Mini- mum [cGy x cm ²]	DFP Maximum [cGy x cm ²]	DFP Mit- telwert [cGy x cm ²]	Standard- abweichung
Organangepasste Einblendung	6	15,70	21,90	18,70	2,53
Filmformat Einblendung	6	17,20	23,10	19,62	2,68

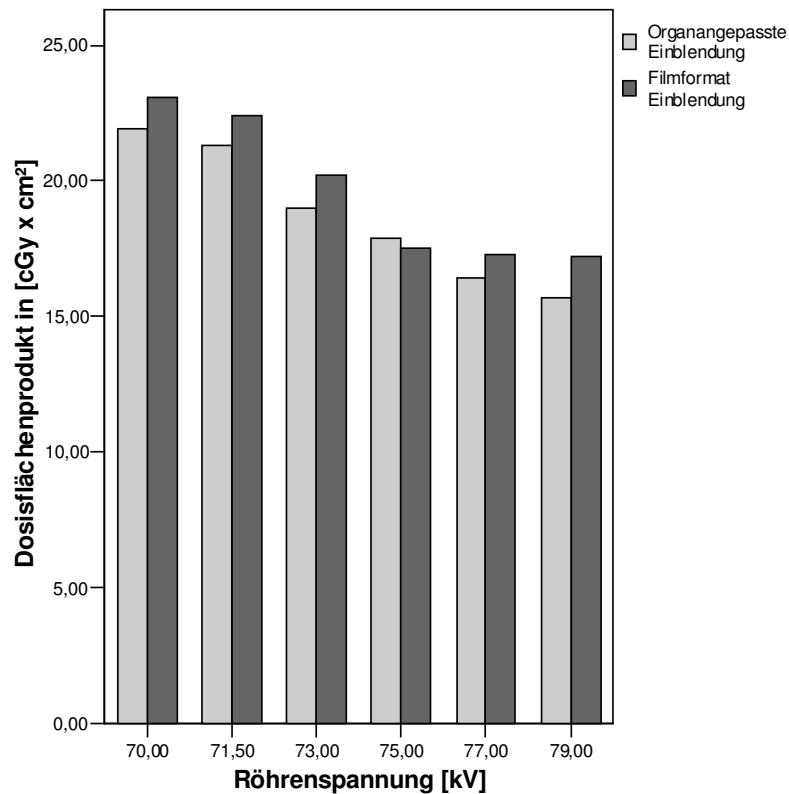


Diagramm 9 Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,1mm Zusatzfilterung.

Als nächstes wurden Messungen mit 0,2mm Kupferfilterung durchgeführt. Für diesen Versuchsdurchlauf wurde das Schädelphantom in den bereits oben genannten Einblendungsformaten bei ansteigender Röhrenspannung (kV) exponiert und der Einfluss auf die Entwicklung des DFP analysiert (Tabelle 20).

Im Gegensatz zur Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm ermöglichte objektangepasste Einblendung durchgehend niedrigere Strahlenexpositionswerte. Das kleinste gemessene Dosisflächenprodukt wurde mit $12,60 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ bei 79kV gemessen (Tabelle 20).

In den Messungen mit 0,2mm Kupferfilterung sank das Dosisflächenprodukt bei steigender Röhrenspannung (kV) in beiden Einblendungsformaten. Je enger auf das zu untersuchende Objekt eingeblendet wurde (objektangepasste Einblendung), desto geringer waren die gemessenen Dosisflächenprodukte. Bei steigender Filterung von 0,1mm auf 0,2mm verringerte sich bei beiden untersuchten Feldgrößen die Strahlenexposition.

Tabelle 20 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,2mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	17,70	18,20
71,5	17,10	17,70
73	15,30	16,00
75	14,40	15,20
77	13,20	14,10
79	12,60	13,60

Tabelle 21 Darstellung des DFP (cGy x cm²) bei 0,2mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Einblendungsformate	Anzahl der Messungen	DFP Minimum [cGy x cm ²]	DFP Maximum [cGy x cm ²]	DFP Mittelwert [cGy x cm ²]	Standardabweichung
Organangepasste Einblendung	6	12,60	17,70	15,05	2,06
Filmformat Einblendung	6	13,60	18,20	15,80	1,87

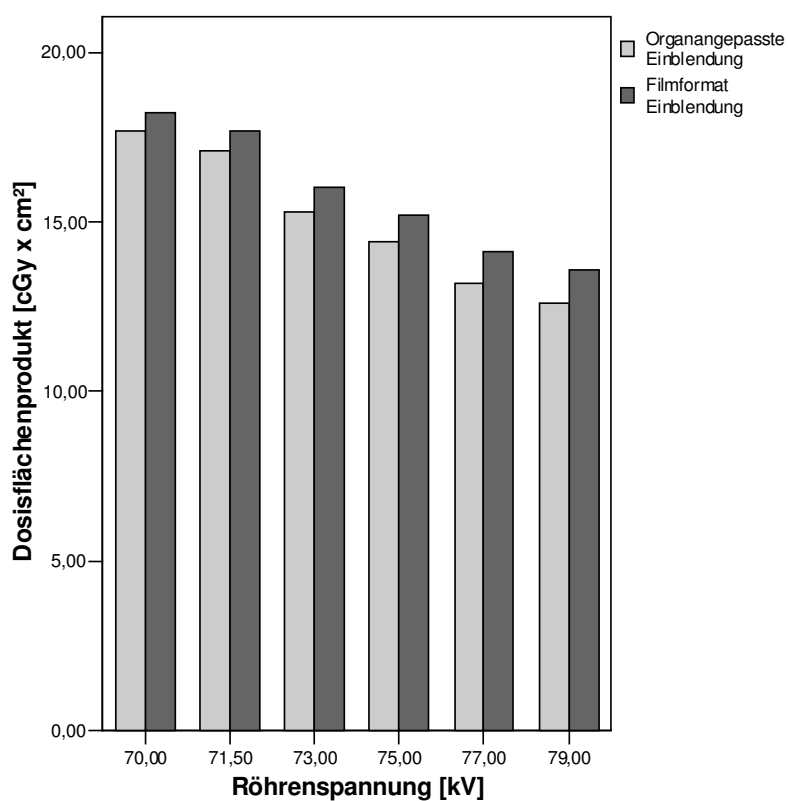


Diagramm 10 Darstellung des DFP (cGy x cm²) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,2mm Zusatzfilterung.

Tabelle 22 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,3mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	14,50	15,40
71,5	14,10	15,00
73	12,60	13,50
75	12,00	12,90
77	11,10	12,00
79	10,50	11,50

Abschließend erfolgte ein Versuchsdurchgang mit 0,3mm Zusatzfilterung, analog den vorangehenden Messungen. Die Messergebnisse aus Tabelle 22 machen deutlich, dass bei objektangepasster Einblendung der niedrigste Strahlenexpositionswert erzielt wurde. Das kleinste Dosisflächenprodukt wurde mit 10,50cGy x cm² bei einer Röhrenspannung von 79kV gemessen (Tabelle 23).

Bei Einblendung auf ein Filmformat der Größe 24 x 30cm wurden durchschnittlich 13,38cGy x cm² gemessen. Bei 70kV wurde der Höchstwert von 15,40cGy x cm² bestimmt (Tabelle 23).

Tabelle 23 **Darstellung des DFP (cGy x cm²) bei 0,3mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.**

Einblendungsformate	Anzahl der Messungen	DFP Minimum [cGy x cm²]	DFP Maximum [cGy x cm²]	DFP Mittelwert [cGy x cm²]	Standardabweichung
Organangepasste Einblendung	6	10,50	14,50	12,47	1,60
Filmformat Einblendung	6	11,50	15,40	13,38	1,57

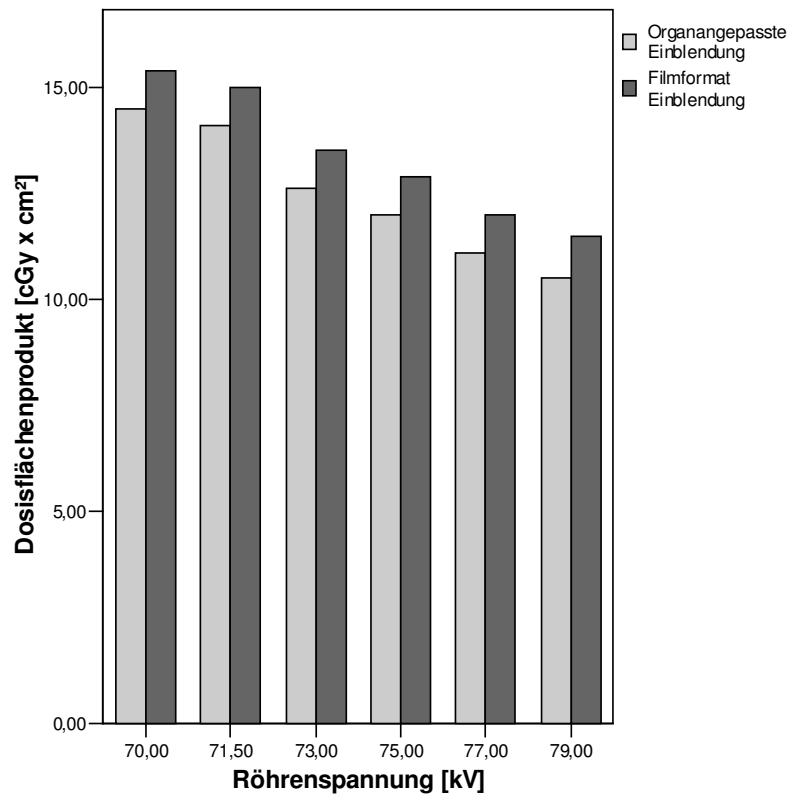


Diagramm 11 Darstellung des DFP (cGy x cm²) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,3mm Zusatzfilterung.

3.1.2.2 Zusammenfassende Bewertung der Schädel a.p. Aufnahmen

Aus den Untersuchungsergebnissen ging hervor, dass ein Anstieg der Röhrenspannung (kV) zu einer Reduktion des Dosisflächenprodukts führte.

Hierzu wurde bei Filterungen von 0,1, 0,2 und 0,3mm die prozentuale Differenz des Dosisflächenprodukts bei einer Röhrenspannung von 79kV und 70kV ermittelt. Die Ergebnisse wurden addiert und anschließend gedrittelt. Auf diese Weise ermöglichte objektangepasste Einblendung bei steigender Röhrenspannung eine Dosisreduktion von durchschnittlich 28,24%. Bei Einblendung auf ein Kassettenfilmformat von 24 x 30cm zeigte sich eine DFP Reduktion um 25,38%. Als weiteres Ergebnis zeigte sich, dass zunehmende Filterung von 0,1mm auf 0,3mm eine Reduktion des Dosisflächenprodukts ermöglichte.

Hierfür wurde die prozentuale Differenz der Dosisflächenprodukte bei 0,3mm und 0,1mm Filterung in den einzelnen kV Messschritten ermittelt. Anschließend wurde aus der Summe der Einzelwerte der Mittelwert bestimmt. Die Ergebnisse zeigten, dass steigende Filterung von 0,1mm auf 0,3mm bei organangepasster Einblendung eine durchschnittliche Dosisreduktion von

33,28% ermöglichte. Bei Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm wurde das Dosisflächenprodukt um 31,60% verringert.

Als ein drittes Ergebnis der Messreihen ließ sich festhalten, dass organangepasste Einblendung zur bestmöglichen Reduktion des Dosisflächenprodukts führte. Hierzu wurde die Summe aller Dosisflächenprodukte mit organangepasster Einblendung durch die Summe aller Dosisflächenprodukte mit Einblendung auf ein Format von 24 x 30cm dividiert und der prozentuale Anteil davon bestimmt. Danach verringert die organangepasste Einblendung die durchschnittliche Strahlenexposition gegenüber Einblendung auf ein Filmformat von 24 x 30cm um 5,29%.

3.1.2.3 Messergebnisse am Schädelphantom im lateralen Strahlengang

Nach den Versuchsreihen in a.p. Strahlenrichtung erfolgten Messungen im lateralen Strahlengang. Dabei wurde am Schädelphantom der Einfluss von Änderungen der Belichtungsparameter (Filterung, Röhrenspannung, Einblendung) auf die Entwicklung des Dosisflächenprodukts systematisch untersucht. Zu Beginn erfolgte ein Versuchsdurchgang mit 0,1mm Filterung bei steigender Röhrenspannung (kV) und einem Kassettenformat der Größe 24 x 30cm (Tabelle 24). Es wurde ein Versuchsdurchlauf mit Einblendung auf das Kassettenformat der Größe 24 x 30cm von einem Durchgang mit objektangepasster Einblendung auf ein Format 20,4 x 23,3cm unterschieden (Tabelle 24).

Tabelle 24 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,1mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	10,10	11,50
71,5	9,80	11,20
73	8,90	10,10
75	8,40	9,70
77	7,80	9,10
79	7,40	8,70
81	6,80	7,90
83	6,50	7,60
85	6,10	7,20

Im Vergleich zur Einblendung auf das Kassettenformat zeigte der Versuchsdurchlauf mit objektangepasster Einblendung niedrigere Strahlenexpositionswerte. Das kleinste Dosisflächenprodukt wurde unter organangepasster Einblendung bei einer Röhrenspannung von 85kV gemessen. Es betrug $6,10 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ (Tabelle 25).

Tabelle 25 Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) bei 0,1mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Einblendungsformate	Anzahl der Messungen	DFP Minimum [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]	DFP Maximum [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]	DFP Mittelwert [$\text{cGy} \times \text{cm}^2$]	Standardabweichung
Organangepasste Einblendung	9	6,10	10,10	7,98	1,43
Filmformat Einblendung	9	7,20	11,50	9,22	1,54

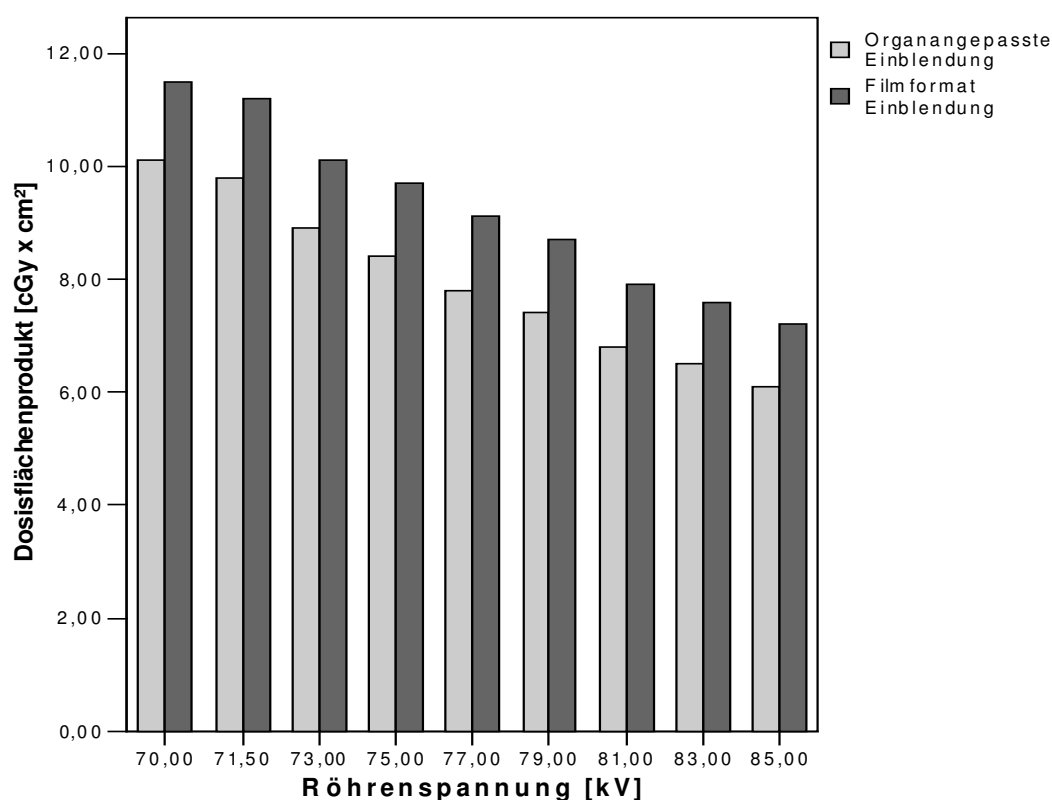


Diagramm 12 Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,1mm Zusatzfilterung.

Im Anschluss wurden Messungen mit 0,2mm Kupferfilterung vorgenommen. Hierfür wurde das Schädelphantom in den beiden bereits oben beschriebenen Feldgrößen untersucht. Es wurden

Messungen bei steigenden Röhrensparnungen (kV) und wechselnden Einblendungsformaten durchgeführt (Tabelle 26).

Im Vergleich zur Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm ermöglichte objektangepasste Einblendung niedrigere Strahlenexpositionswerte. Das kleinste Dosisflächenprodukt wurde mit 4,80cGy x cm² bei 85kV gemessen (Tabelle 27). In den Messungen mit 0,2mm Kupferfilterungen sank das Dosisflächenprodukt bei steigender Röhrensparnung (kV) in beiden Einblendungsformaten. Je genauer auf das zu untersuchende Objekt eingebildet wurde (objektangepasste Einblendung), desto geringer war die gemessene Strahlenexposition. Bei steigender Filterung von 0,1mm auf 0,2mm verringerte sich jeweils die Strahlenexposition.

Tabelle 26 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,2mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrensparnung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Röhrensparnung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	7,80	8,90
71,5	7,60	8,80
73	6,90	7,90
75	6,50	7,60
77	6,00	7,00
79	5,70	6,80
81	5,30	6,10
83	5,10	5,90
85	4,80	5,70

Tabelle 27 Darstellung des DFP (cGy x cm²) bei 0,2mm Kupferfilterung mit variierender Röhrensparnung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Einblendungsformate	Anzahl der Messungen	DFP Minimum [cGy x cm ²]	DFP Maximum [cGy x cm ²]	DFP Mittelwert [cGy x cm ²]	Standardabweichung
Organangepasste Einblendung	9	4,80	7,80	6,19	1,08
Filmformat Einblendung	9	5,70	8,90	7,19	1,20

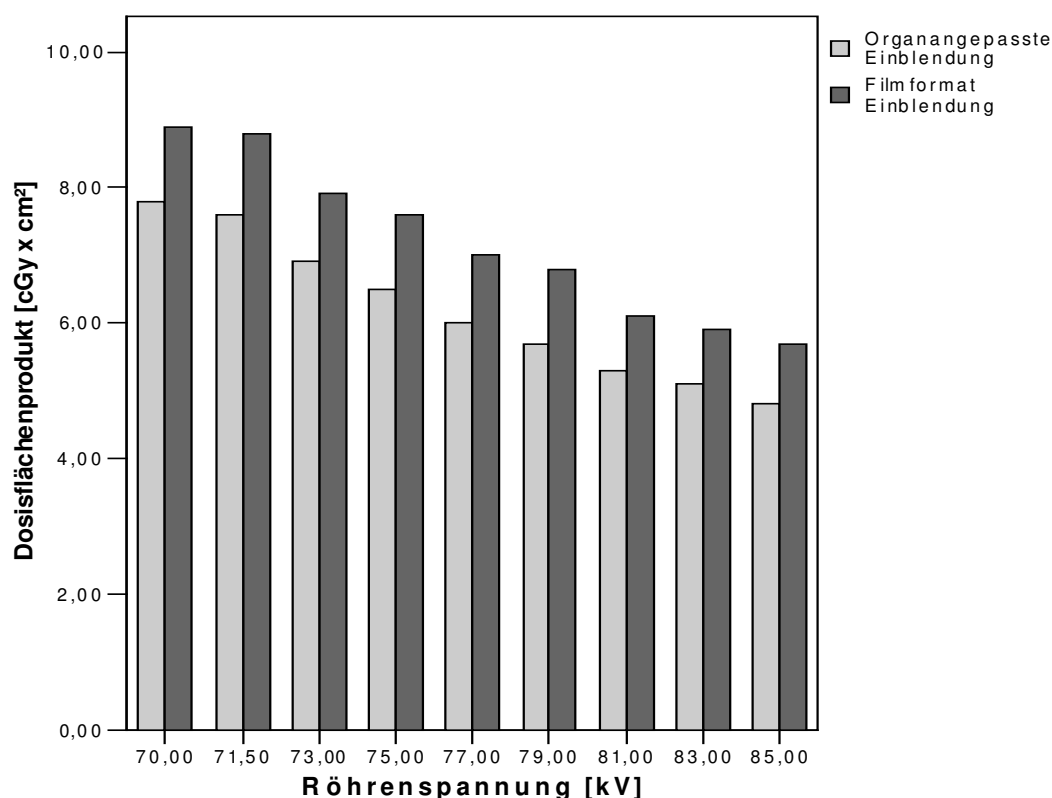


Diagramm 13 Darstellung des DFP ($\text{cGy} \times \text{cm}^2$) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,2mm Zusatzfilterung.

Die Schädeluntersuchungen am Flat Panel Detektor wurden durch Messreihen mit 0,3mm Zusatzfilterung abgeschlossen. Der Versuchsaufbau entsprach den vorangehenden Messungen.

Im Vergleich zur Einblendung auf das Kassettenformat der Größe 24 x 30cm wurden bei organangepasster Einblendung niedrigere Dosisflächenprodukte gemessen. Das kleinste DFP wurde bei einer Röhrenspannung von 85kV bestimmt. Es betrug $4,00 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ (Tabelle 28).

In beiden Einblendungsformaten sank das Dosisflächenprodukt bei steigender Röhrenspannung (kV). Je enger auf das zu untersuchende Objekt eingebildet wurde (objektangepasste Einblendung), desto geringer waren die gemessenen Dosisflächenprodukte. Erhöhung der Filterung auf 0,3mm verringerte für beide untersuchten Feldgrößen die Strahlenexposition.

Tabelle 28 Entwicklung des DFP (cGy x cm²) bei 0,3mm Zusatzfilterung mit steigender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Röhrenspannung [kV]	DFP bei organangepasster Einblendung [cGy x cm ²]	DFP bei Einblendung auf Filmformat [cGy x cm ²]
70	6,50	7,60
71,5	6,40	7,30
73	5,60	6,60
75	5,40	6,40
77	5,00	5,90
79	4,80	5,60
81	4,40	5,20
83	4,30	5,00
85	4,00	4,80

Tabelle 29 Darstellung des DFP (cGy x cm²) bei 0,3mm Kupferfilterung mit variierender Röhrenspannung (kV) und unterschiedlichen Einblendungsformaten.

Einblendungsformate	Anzahl der Messungen	DFP Minimum [cGy x cm ²]	DFP Maximum [cGy x cm ²]	DFP Mittelwert [cGy x cm ²]	Standardabweichung
Organangepasste Einblendung	9	4,00	6,50	5,16	0,89
Filmformat Einblendung	9	4,80	7,60	6,04	1,00

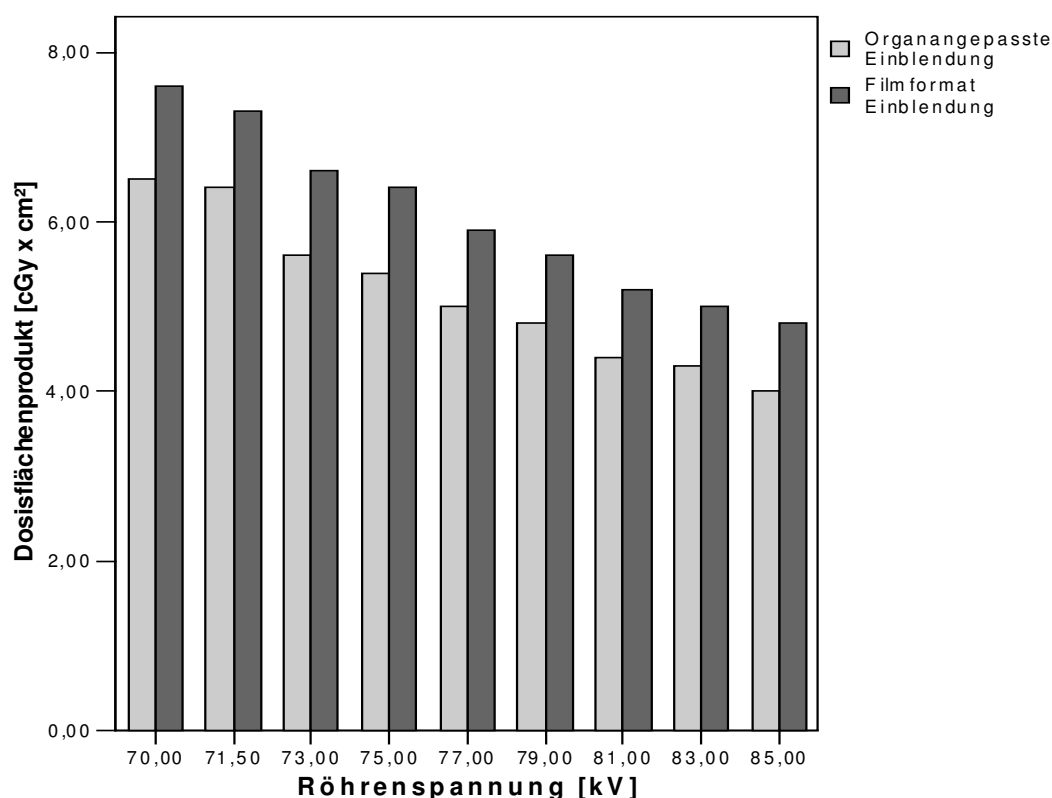


Diagramm 14 Darstellung des DFP (cGy x cm²) in Abhängigkeit von der Röhrenspannung (kV) bei Verwendung des Flat Panel Detektors mit 0,3mm Zusatzfilterung.

3.1.2.4 Zusammenfassende Bewertung der lateralen Schädelaufnahmen

Die Auswertung der Messergebnisse zeigte, dass ansteigende Röhrenspannung (kV) mit einer Reduktion des Dosisflächenprodukts einherging.

Hierzu wurde die Differenz des Dosisflächenprodukts bei einer Röhrenspannung von 85kV und 70kV in Prozent, bei Kupfer-Filterungen von 0,1, 0,2 und 0,3mm ermittelt. Die Ergebnisse wurden addiert und anschließend gedrittelt. So ermöglichte objektangepasste Einblendung bei steigender Röhrenspannung eine Dosisreduktion von durchschnittlich 38,84%. Bei Einblendung auf ein Kassettenfilmformat von 24 x 30cm zeigte sich eine DFP Reduktion um 36,73%.

Weiter ging aus den Messergebnissen hervor, dass steigende Filterung von 0,1mm auf 0,3mm zu einer Reduktion des Dosisflächenprodukts führte.

Hierfür wurde die prozentuale Differenz der Dosisflächenprodukte bei 0,3mm und 0,1mm Filterung in den einzelnen kV Messschritten ermittelt. Anschließend wurde aus der Summe der Einzelwerte der Mittelwert errechnet. Die Ergebnisse zeigten, dass durch steigende Filterung von 0,1mm auf 0,3mm bei organangepasster Einblendung eine durchschnittliche Dosisreduktion

von 35,30% möglich war. Bei Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm verringerte sich das Dosisflächenprodukt um 34,44%.

Als ein drittes Ergebnis der Messreihen zeigte sich, dass organangepasste Einblendung zur bestmöglichen Reduktion des Dosisflächenprodukts führte.

Hierzu wurde die Summe aller Dosisflächenprodukte mit organangepasster Einblendung durch die Summe aller Dosisflächenprodukte mit Einblendung auf ein Format von 24 x 30cm dividiert und der prozentuale Anteil davon bestimmt. Nach dieser Berechnung verringerte organangepasste Einblendung die durchschnittliche Strahlenexposition gegenüber Einblendung auf ein Filmformat von 24 x 30cm um 13,95%.

3.2 Entwicklung des Dosisflächenprodukts bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane

3.2.1 *Messergebnisse des männlichen Patientenkollektivs*

Anhand von Röntgen Thoraxaufnahmen wurde der Einfluss patientenspezifischer Merkmale (Körpergewicht und -größe, Body Mass Index, Patientendurchmesser im Hauptstrahlengang, Alter, Geschlecht) auf die Entwicklung des Dosisflächenprodukts untersucht.

Tabelle 30 Patientenspezifische Parameter der männlichen Patienten.

Patientenspezifische Parameter	Anzahl der Messungen	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
DFP p.a. [cGy x cm ²]	24	3,40	7,80	5,31	1,40
DFP lateral [cGy x cm ²]	24	7,90	56,00	22,80	13,18
Körpergewicht [kg]	24	63,00	101,00	80,04	10,42
Körpergröße [m]	24	1,59	1,90	1,74	0,08
BMI [kg/m ²]	24	21,77	33,74	26,38	3,19
Patientendurchmesser p.a. [cm]	24	19,50	29,50	25,13	2,37
Patientendurchmesser lateral [cm]	24	31,00	41,00	33,90	2,13
Alter [a]	24	37	88	61,75	11,19

In der Gruppe der Männer wurde bei Thoraxaufnahmen im p.a. Strahlengang ein maximales Dosisflächenprodukt von 7,80cGy x cm² gemessen. Das minimale Dosisflächenprodukt lag bei

3,40cGy x cm² bei einem Mittelwert von 5,31cGy x cm² (Tabelle 30). Verglichen mit dem aktuell gültigen Referenzwert von 20cGy x cm² (Tabelle 3) für Thorax p.a. Aufnahmen entsprach dies einem prozentualen Anteil von 17,00% bis 39,00% bei einem Durchschnittswert von 26,70%.

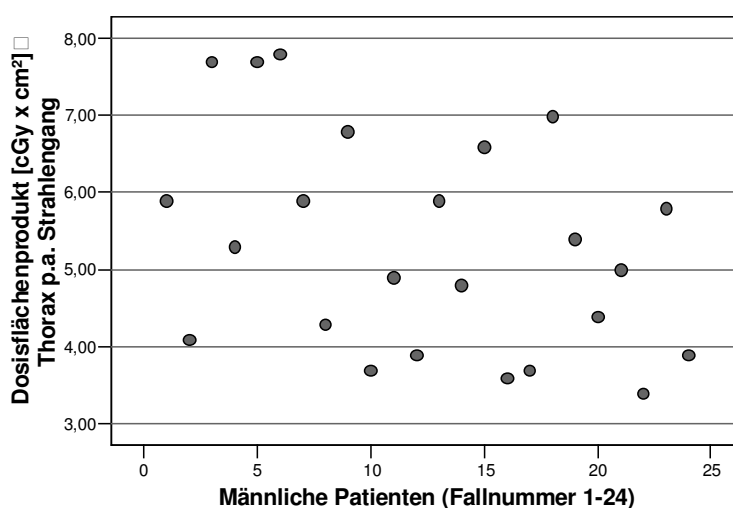


Diagramm 15

Dosisflächenprodukt der männlichen Patienten (Fallnummer 1-24) bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane im p.a. Strahlengang.

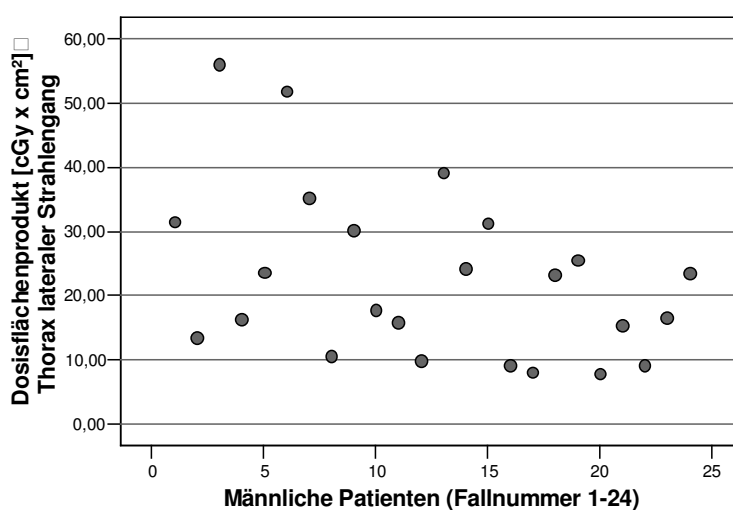


Diagramm 16

Dosisflächenprodukt der männlichen Patienten (Fallnummer 1-24) bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane im lateralen Strahlengang.

Bei den Thoraxaufnahmen im lateralen Strahlengang wurde ein Höchstwert von 56,00cGy x cm² bestimmt bei einem Minimalwert von 7,90cGy x cm². Das durchschnittliche DFP betrug 22,80cGy x cm² (Tabelle 30). In Bezug auf den aktuell gültigen diagnostischen Referenzwert

von 100cGy x cm² (Tabelle 3) für laterale Thoraxaufnahmen entsprach dies einer Ergebnisspanne von 7,90% bis 56,00% bei einem Durchschnittswert von 22,80%.

Die Berechnung des *Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)* zeigte einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Dosisflächenprodukt bei Thorax p.a. Untersuchungen der Männer und dem BMI ($r = 0,775$, $p \leq 0,01$) sowie dem Körpergewicht ($r = 0,658$, $p \leq 0,01$) und dem Patientendurchmesser ($r = 0,507$, $p \leq 0,05$). Für die Parameter Körpergröße und Alter konnte keine signifikante Assoziation mit dem DFP in p.a. festgestellt werden.

Tabelle 31 Korrelation des DFP (cGy x cm²) mit klinischen Merkmalen bei Thoraxaufnahmen im p.a. Strahlengang anhand des zweiseitigen *Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)*.

Variable	Analytische Statistik	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	BMI [kg/m ²]	Patientendurchmesser lateral [cm]	Alter [a]
DFP p.a.	Korrelation nach Pearson	0,658(**)	0,103	0,775(**)	0,507(*)	0,005
	Signifikanz (2-seitig)	<,0001	0,631	<,0001	0,012	0,982

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Bei der Untersuchung der Thoraxorgane im lateralen Strahlengang stellte sich nach der Berechnung des *Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)* ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Dosisflächenprodukt und dem Body Mass Index ($r = 0,694$, $p \leq 0,01$) dar.

Das Körpergewicht korrelierte ebenfalls signifikant mit dem Dosisflächenprodukt ($r = 0,493$, $p \leq 0,05$). Für die Körpergröße, den Patientendurchmesser und das Alter konnte im untersuchten Patientenkollektiv im lateralen Strahlengang kein signifikanter Zusammenhang mit dem DFP festgestellt werden.

Tabelle 32 Korrelation des DFP (cGy x cm²) mit klinischen Merkmalen bei Thoraxaufnahmen im lateralen Strahlengang anhand des zweiseitigen Korrelationskoeffizienten nach Pearson (*r*).

Variable	Analytische Statistik	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	BMI [kg/m ²]	Patientendurchmesser lateral [cm]	Alter [a]
DFP lateral	Korrelation nach Pearson	0,493(*)	0,222	0,694(**)	0,262	0,330
	Signifikanz (2-seitig)	0,014	0,297	<,0001	0,217	0,115

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

3.2.1.1 Zusammenfassende Bewertung der Thoraxaufnahmen der männlichen Patienten

Bei der Auswertung zeigte sich, dass die diagnostischen Referenzwerte bei den radiologischen Untersuchungen der Thoraxorgane eingehalten wurden.

Bei den Röntgen Thoraxaufnahmen belief sich die Strahlenexposition für p.a. Aufnahmen auf 17,00% bis 39,00% des gültigen Referenzwerts, für laterale Aufnahmen auf 7,90% bis 56,00%.

Als weiteres Ergebnis lässt sich festhalten, dass zwischen dem Body Mass Index und dem Dosisflächenprodukt bei Röntgen Thoraxaufnahmen die stärkste Korrelation der untersuchten patientenspezifischen Parameter nachgewiesen wurde.

Sowohl für Thoraxaufnahmen im p.a. ($r = 0,775$, $p \leq 0,01$) als auch im lateralen ($r = 0,694$, $p \leq 0,01$) Strahlengang war die Assoziation zwischen dem BMI und dem DFP am höchsten. Das Körpergewicht korrelierte sowohl im p.a. ($r = 0,658$, $p \leq 0,01$) als auch im lateralen ($r = 0,493$, $p \leq 0,05$) Strahlengang mit dem DFP. Der Patientendurchmesser ($r = 0,507$, $p \leq 0,05$) zeigte nur bei p.a. Aufnahmen eine Korrelation mit dem Dosisflächenprodukt.

3.2.2 Messergebnisse des weiblichen Patientenkollektivs

Anhand der Messungen der Röntgenaufnahmen des Thorax wurde der Einfluss anthropometrischer Eigenschaften (Körpergewicht und -größe, Body Mass Index, Patientendurchmesser im Hauptstrahlengang, Alter, Geschlecht) auf die Entwicklung des Dosisflächenprodukts analysiert (Diagramm 18).

In der Gruppe der weiblichen Patienten wurden bei p.a. Aufnahmen der Thoraxorgane Dosisflächenprodukte von 2,30cGy x cm² bis 6,80cGy x cm² gemessen. Im Durchschnitt lag das Dosisflächenprodukt bei 4,34cGy x cm².

In Bezug auf den aktuellen diagnostischen Referenzwert von 20,00cGy x cm² (Tabelle 3) für Thoraxaufnahmen im p.a. Strahlengang entsprachen die gemessenen Dosisflächenprodukte einer Ergebnisspanne von 11,50% bis 34,00%. Die mittlere gemessene Strahlenexposition betrug 21,70% des Referenzwerts.

Bei den Aufnahmen der Thoraxorgane im lateralen Strahlengang wurden im Mittel 17,40cGy x cm² gemessen mit einem Minimum von 5,00cGy x cm² und einem Maximum von 38,40cGy x cm² (Tabelle 33). Bezüglich des aktuell gültigen Referenzwerts von 100cGy x cm² für Thoraxaufnahmen im lateralen Strahlengang (Tabelle 3) entsprach dies einem prozentualen Anteil von 5,00% bis 38,40% des Richtwerts bei einem Mittelwert von 17,40%.

Tabelle 33 Patientenspezifische Parameter der weiblichen Patienten.

Patientenspezifische Parameter	Anzahl der Messungen	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
DFP p.a. [cGy x cm ²]	17	2,30	6,80	4,34	1,27
DFP lateral [cGy x cm ²]	17	5,00	38,40	17,40	9,06
Körpergewicht [kg]	17	50,00	86,00	70,88	11,15
Körpergröße [m]	17	1,53	1,75	1,65	0,064
BMI [kg/m ²]	17	20,17	32,36	26,05	4,20
Patientendurchmesser p.a. [cm]	17	17,50	27,00	22,65	2,64
Patientendurchmesser lateral [cm]	17	26,00	35,00	31,21	2,39
Alter [a]	17	19	79	58,12	17,91

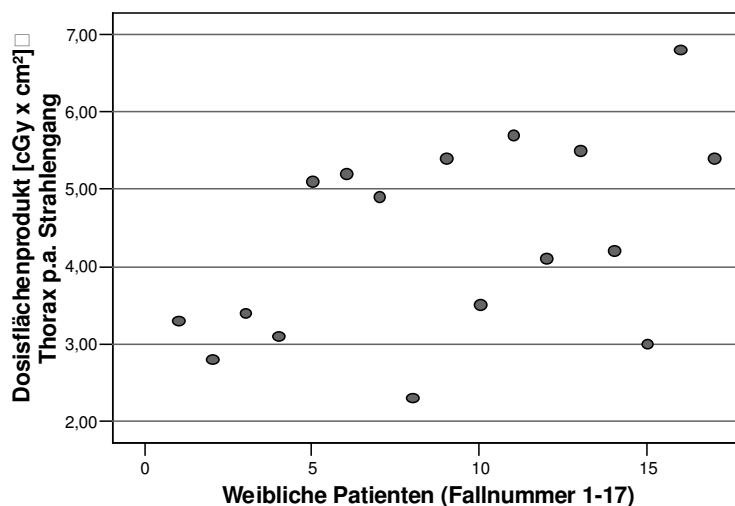


Diagramm 17 Dosisflächenprodukt der weiblichen Patienten (Fallnummer 1-17) bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane im p.a. Strahlengang.

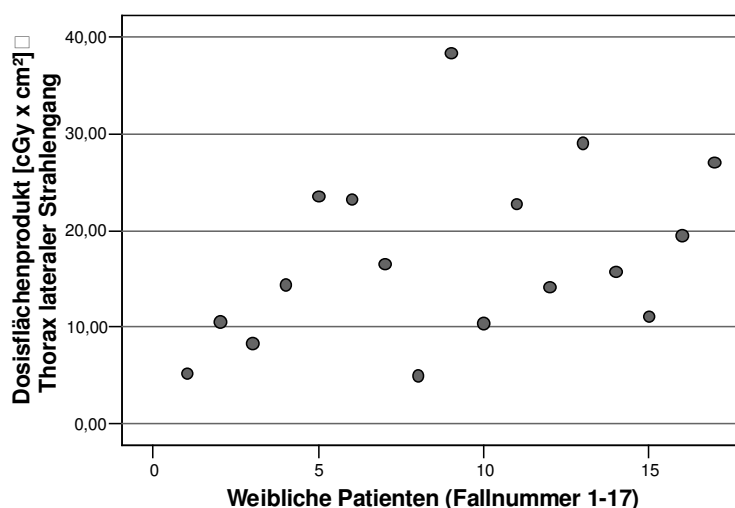


Diagramm 18 Dosisflächenprodukt der weiblichen Patienten (Fallnummer 1-17) bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane im lateralem Strahlengang.

Die Betrachtung der Ergebnisse der weiblichen Patienten zeigte, dass das Körpergewicht die höchste Korrelation mit dem Dosisflächenprodukt ($r = 0,881$, $p \leq 0,01$) aufwies. Der BMI ($r = 0,864$, $p \leq 0,01$) und der Patientendurchmesser in p.a. ($r = 0,799$, $p \leq 0,01$) sind ebenso mit dem Dosisflächenprodukt assoziiert.

Für die Parameter Körpergröße und Alter konnte kein signifikanter Zusammenhang mit dem DFP in p.a. festgestellt werden.

Tabelle 34 Korrelation des DFP (cGy x cm²) mit klinischen Merkmalen bei Thoraxaufnahmen im p.a. Strahlengang anhand des zweiseitigen *Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)*.

Variable	Analytische Statistik	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	BMI [kg/m ²]	Patienten- durch- messer lateral [cm]	Alter [a]
DFP p.a.	Korrelation nach Pearson	0,881(**)	0,118	0,864(**)	0,799(**)	0,036
	Signifikanz (2-seitig)	<,0001	0,651	<,0001	<,0001	0,891

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Bei den lateralen Thoraxuntersuchungen der weiblichen Patienten bestand zwischen dem Körpergewicht und dem Dosisflächenprodukt die höchste Korrelation. Die Berechnung des *Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)* bestätigte diesen Zusammenhang ($r = 0,783$, $p \leq 0,01$). Für den BMI ($r = 0,668$, $p \leq 0,01$) und den Patientenquerdurchmesser ($r = 0,653$, $p \leq 0,01$) zeigte sich ebenso eine signifikante Korrelation.

Für die Parameter Körpergröße und Alter konnte im vorliegenden Patientenkollektiv keine Assoziation mit dem Dosisflächenprodukt im lateralen Strahlengang festgestellt werden.

Tabelle 35 Korrelation des DFP (cGy x cm²) mit klinischen Merkmalen bei Thoraxaufnahmen im lateralen Strahlengang anhand des zweiseitigen *Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)*

Variable	Analytische Statistik	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [m]	BMI [kg/m ²]	Patienten- durch- messer lateral [cm]	Alter [a]
DFP lateral	Korrelation nach Pearson	0,783(**)	0,166	0,668(**)	0,653(**)	0,095
	Signifikanz (2-seitig)	<,0001	0,526	0,003	0,004	0,717

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

3.2.2.1 Zusammenfassende Bewertung der Thoraxaufnahmen der weiblichen Patienten

Die Analyse der Messergebnisse zeigte, dass die aktuell gültigen Referenzwerte für diagnostisch radiologische Untersuchungen der Thoraxorgane eingehalten wurden.

Bezogen auf die aktuell gültigen diagnostischen Referenzwerte hatten die gemessenen Strahlenexpositionen einen prozentualen Anteil von 11,50% bis 34,00% für p.a. Aufnahmen, bzw. von 5,00% bis 38,40% für laterale Aufnahmen.

Als weiteres Ergebnis lässt sich festhalten, dass das Körpergewicht die höchste Korrelation mit dem Dosisflächenprodukt bei diagnostisch radiologischen Thoraxaufnahmen besaß.

Sowohl für Thoraxaufnahmen im p.a. ($r = 0,881$, $p \leq 0,01$) als auch im lateralen ($r = 0,783$, $p \leq 0,01$) Strahlengang war die Korrelation zwischen Körpergewicht und DFP am stärksten. Auch der Body Mass Index korrelierte sowohl im p.a. ($r = 0,864$, $p \leq 0,01$) als auch im lateralen ($r = 0,668$, $p \leq 0,01$) Strahlengang mit dem DFP. Der Patientendurchmesser zeigte bei p.a. Aufnahmen ($r = 0,799$, $p \leq 0,01$) und bei lateralen Aufnahmen ($r = 0,653$, $p \leq 0,01$) eine Korrelation mit dem Dosisflächenprodukt.

4 Diskussion

4.1 Messergebnisse bei Röntgenaufnahmen am Schädelphantom

Um das Ausmaß der Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik besser beurteilen und vergleichen zu können, kam es im Zuge der *Patientenschutzrichtlinie EURATOM 97/43* zur europäischen Einführung diagnostischer Referenzwerte. Als geeignete Messgröße zur Erfassung der Strahlenexposition wurde 2003 das Dosisflächenprodukt durch das Bundesamt für Strahlenschutz empfohlen (*Brix 2003*).

In der vorliegenden Dissertationsarbeit wurde mit Hilfe eines Schädelphantoms der Einfluss von Änderung der Belichtungsparameter (Röhrenspannung, Filterung, Einblendung) auf die Reduktion des Dosisflächenprodukts untersucht und bewertet.

Die Ergebnisse der Schädelphantommessungen zeigten, dass sowohl bei den Untersuchungen am Röntgenbildverstärker als auch am Flat Panel Detektor mit Erhöhung der Aufnahmespannung (kV) die Strahlenexposition reduziert wurde. Unter Verwendung unterschiedlicher Einblendungs- und Kassettenformate führte eine Erhöhung der Röhrenspannung von 70kV auf 79kV im a.p. Strahlengang zu einer Minderung der Strahlenexposition zwischen 21,05% und 28,24%. Bei Exposition des Schädelphantoms im lateralen Strahlengang wurde bei Erhöhung der Röhrenspannung von 70kV auf 85kV eine prozentuale Dosisreduktion zwischen 24,91% und 38,84% gemessen.

Als weiteres Ergebnis zeigte sich, dass es durch eine Erhöhung der Zusatzfilterung bei beiden Aufnahmesystemen zu einer Reduktion der gemessenen Dosisflächenprodukte kam. Bei Verwendung unterschiedlicher Einblendungs- und Kassettenformate führte eine Erhöhung der Zusatzfilterung von 0,1mm auf 0,3mm im a.p. Strahlengang zu einem prozentualen Rückgang der Strahlenexposition von 29,64% bis 33,50%. In den Untersuchungen in den seitlichen Strahlengang wurde bei einer Erhöhung der Filterung ein prozentualer Rückgang der Strahlenexposition zwischen 30,38% und 35,30% festgestellt.

Die in dieser Dissertationsarbeit dargestellten Optionen zur Reduktion der Strahlenexposition, beispielsweise durch Erhöhung der Röhrenspannung (kV) und der Filterung, stellen grundlegende strahlenphysikalische Prinzipien dar (*Goretzki 2004*). Eine auf diese Weise erzielte Dosisreduktion beruht auf einer sog. Aufhärtung von Röntgenstrahlung, d.h. einer Verschiebung des mittleren Energiespektrums hin zu einem höheren Energiespektrum (*Hamer et al. 2005*, *Heyne et al. 2008*). Somit wird die Durchdringungsfähigkeit der Röntgenquanten im Körper erhöht und die absorbierte Strahlenenergie gesenkt. Bereits in der Vergangenheit wurde beson-

ders in der medizinischen Physik der Dosis reduzierende Einfluss steigender Röhrenspannung und Filterung sowie der Effekt unterschiedlicher Filtermaterialien beschrieben (*Koedooder et al. 1986, Kohn et al. 1988, Nagel 1989, Regano et al. 1992, Rossi et al. 1982*).

Aktuell untersuchten *Ullman et al. (Ullman et al. 2006)* in einem Monte Carlo Computer Model den Einfluss ansteigender Röhrenspannung (kV) auf die Entwicklung der Strahlenexposition. Sie berichteten, dass eine Erhöhung der Röhrenspannung von 90kV auf 150kV bei digitalen Thorax p.a. Aufnahmen zu Dosisreduktionen von 25% bis 30% führte. Des Weiteren bestätigten die in dieser Dissertationsarbeit vorgestellten Ergebnisse die Arbeiten von *Wraith et al. (Wraith et al. 1995)* in ihren Messungen der Thoraxorgane Neugeborener. *Wraith et al.* beschrieben, dass bei einer Steigerung der Röhrenspannung von 50kV auf 60kV mit zusätzlicher Erhöhung der Filterung von 2,5mm auf 3,5mm Aluminium eine Dosisreduktion von 40% erreicht wurde. Die Forschungsgruppe von *Sandborg et al. (Sandborg et al. 1994)* errechnete mit Hilfe eines computergestützten Modells bei Verwendung einer 0,1mm dicken Kupferfilterung eine Reduktion der Strahlenexposition um ca. 30%. Sie verwendeten dazu ein Wasserphantom um Röntgenaufnahmen des Abdomens sowie Dentalaufnahmen zu simulieren. Die Ergebnisse dieser Dissertationsarbeit bestätigen ebenfalls die von *Nicholson et al. (Nicholson et al. 2000)* berichteten Ergebnisse. Diese Arbeitsgruppe beobachtete bei Verwendung einer 0,35mm dicken Kupferfilterung anhand von Wasserphantommessungen eine Strahlenreduktion von ca. 60%. Die Arbeitsgruppe von *Seifert et al. (Seifert et al. 1998)* stellte bei der Darstellung des Thorax neugeborener Kinder eine Dosisreduktion von 39% durch Filterung fest. Sie führten ihre Messungen bei einer festgelegten Röhrenspannung von 66kV und zusätzlicher Filterung mit 0,1mm Kupfer und 1,0mm Aluminium durch.

Trotz der unterschiedlichen oben genannten Studienprotokolle konnte anhand der experimentellen Messreihen eine Reduktion der Strahlenexposition reproduzierbar nachgewiesen werden. Die Analyse der Messergebnisse dieser Dissertationsarbeit verdeutlicht, wie effektiv eine Erhöhung der Röhrenspannung (Dosisreduktion zwischen 21,05% und 38,84%) sowie eine Erhöhung der Filterung (Dosisreduktion zwischen 29,64% und 35,30%) in Hinblick auf eine Reduktion der Strahlenexposition ist. Besonders die Verwendung von Zusatzfilterung stellt eine wirkungsvolle Möglichkeit dar, die Strahlenexposition für den Patienten auch bei klinischer Anwendung von Röntgenstrahlung zu reduzieren (*Bundesärztekammer 1995*).

Als ein weiteres Ergebnis der Schädelphantommessungen zeigte sich, dass sowohl bei den Untersuchungen am Röntgenbildverstärker als auch am Flat Panel Detektor eine Optimierung der Einblendung auf das zu untersuchende Objekt zu einer Reduktion der Strahlenexposition führte.

In den Messungen am Röntgenbildverstärker wurde bei organangepasster Einblendung im Vergleich zu Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm eine Dosisreduktion von durchschnittlich 13,86% festgestellt. Diese Reduktion der Feldgröße wurde im a.p. Strahlengang durch eine Einblendung an den Rändern von 2,60cm (vertikal) bzw. 7,00cm (horizontal) erreicht. Im lateralen Strahlengang wurde bei einer seitlichen Einblendung von 2,80cm (vertikal) bzw. 4,80cm (horizontal) ein Dosisrückgang von durchschnittlich 16,58% gemessen. Der Vergleich von organangepasster Einblendung mit einem großen Kassettenformat der Größe 35 x 43cm zeigte im a.p. Strahlengang durchschnittlich 37,79% Dosisersparnis. Dies entsprach einer Einblendung an den Rändern von 7,60cm (vertikal) bzw. 26,00cm (horizontal). Bei lateraler Exposition ergab sich eine durchschnittliche Dosisersparnis von 53,25%. Diese wurde bei einer seitlichen Einblendung von 7,80cm (vertikal) bzw. 13,80cm (horizontal) bestimmt.

In den Schädelphantommessungen am Flat Panel Detektor wurde die Strahlenexposition bei organangepasster Einblendung mit der Einblendung auf ein Kassettenformat der Größe 24 x 30cm verglichen. Dies entsprach im a.p. Strahlengang einer Einblendung der Seitenränder von 1,30cm (vertikal) bzw. 5,40cm (horizontal) und resultierte in einer durchschnittlichen DFP Reduktion von 5,29%. Im lateralen Strahlengang wurde durch Einblendung an den Rändern von 3,60cm (vertikal) bzw. 6,70cm (horizontal) eine durchschnittliche Dosisreduktion von 13,95% gemessen.

Die Tatsache, dass am Flat Panel Detektor der Dosis mindernde Effekt der Einblendung geringer ausgefallen ist als in den Versuchsdurchläufen am Röntgenbildverstärker, ist auf die im Vergleich zum Röntgenbildverstärker kleineren Formatunterschiede zurückzuführen. Allgemein ist der Dosis reduzierende Effekt organangepasster Einblendung aus der Strahlenphysik bekannt (*Hertrich 2004, Maurer et al. 1984*). Er beruht auf einer Reduktion des exponierten Areals und damit auch auf einer Verringerung der Streustrahlenbildung (*Zimmer-Brossy et al. 1997*). Die von *Blietz et al. (Blietz et al. 2007)* publizierten Untersuchungen zur Strahlenexposition der Magenregion eines Alderson Phantoms lieferten Messergebnisse, die den in dieser Dissertationsarbeit gemessenen Werten entsprechen. Sie stellten bei Messungen mit einem Festkörperdetektor bei Reduktion der strahlenexponierten Fläche von 44,20cm Durchmesser auf ein Format von 19 x 24cm eine Dosisreduktion von 26,56% fest. Ausgehend von einem Durchmesser von 40,00cm und einer Reduktion auf ein Format von 19 x 24cm ermittelten sie bei Verwendung eines Röntgenbildverstärkers eine Dosisreduktion von 27%. *Kuon et al. (Kuon et al. 2005)* stellten bei der klinischen Durchführung von Koronarangiografien durch organangepasste Einblendung eine Reduktion der Gesamtexposition von 46% fest. Bei der PTCA ermittelten sie durch objektangepasste Einblendung eine Reduktion der Strahlendosis um 65%.

Obwohl Einblendung als wichtiges Element des Strahlenschutzes anerkannt ist, wird sie im täglichen Routinebetrieb nicht konsequent verwirklicht. *Alt et al.* (*Alt et al. 2006*) berichten von unzureichender Einblendung bei der radiologischen Untersuchung kindlicher Thoraxorgane. 73% der von ihnen untersuchten Aufnahmen waren „schlecht“ oder „sehr schlecht“ eingeblen-det. Die durchschnittliche Feldgröße der untersuchten Thoraxaufnahmen betrug 157% der nor-malen Feldgröße, dies entspricht mehr als dem 1,5fachen. Die Arbeitsgruppe von *Engelmann* (*Engelmann et al. 2001*) untersuchte ebenfalls Röntgenaufnahmen der kindlichen Thoraxorga-ne. Sie stellte in 23% der Untersuchungen eine mangelhafte oder sogar fehlende Einblendung fest.

Aus der Literatur und den Messergebnissen dieser Dissertationsarbeit wird die Wirksamkeit organangepasster Einblendung (Dosisreduktion zwischen 5,29% und 53,25%) deutlich. Bei den in dieser Dissertationsarbeit durchgeführten Messungen zeigte die organangepasste Einblen-dung den größten Effekt auf die Reduktion der Strahlenexposition. Der Einfluss organangepas-ter Einblendung übertraf in den vorgenommenen Messungen den Dosis mindernden Effekt stei-gender Röhrenspannung bzw. steigender Filterung. Vor diesem Hintergrund ist organangepasste Einblendung als wichtiges Mittel der Strahlenexpositionsreduktion zu werten und zu Recht in den *Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik* fest verankert (*Bundesärztekammer 1995*).

Abschließend erfolgte der Vergleich der Strahlenexpositionswerte der zwei verwendeten Auf-nahmesysteme (Röntgenbildverstärker, Flat Panel Detektor). Anhand der ermittelten Dosisflä-chenprodukte zeigte sich, dass bei Schädelphantomaufnahmen mit dem Flat Panel Detektor im Vergleich zu Aufnahmen mit dem Röntgenbildverstärker konstant niedrigere DFP Werte erzielt wurden.

In der Literatur wird die Dosisreduktion durch Verwendung neuartiger Flat Panel Detektoren im Vergleich zu Röntgenbildverstärkern kontrovers diskutiert. Einige Autoren berichteten bei ver-gleichenden Phantomstudien zwischen Flat Panel Detektoren und Röntgenbildverstärker Sys-temen von äquivalenten Strahlenexpositionswerten für beide Systeme (*Davies et al. 2007*, *Du-cote et al. 2007*, *Vano et al. 2005*). Diese Arbeitsgruppen führten ihre experimentellen Untersu-chungen sowohl an Phantomen aus Polymethylmethacrylat (PMMA) als auch an Herzkatheter-untersuchungen durch. Die Arbeitsgruppe von *Blietz et al.* (*Blietz et al. 2007*) hingegen wies in ihren experimentellen Messungen an einem Alderson Phantom höhere Dosisflächenprodukte bei der Verwendung von Flat Panel Detektoren nach. *Hatakeyama et al.* (*Hatakeyama et al. 2007*) führten vergleichende Phantommessungen mittels digitaler Subtraktionsangiografie zwi-

schen Flat Panel Detektoren und Röntgenbildverstärkern durch. Sie stellten in ihren Untersuchungen an einem Gefäßphantom mit Simulation intracranieller Aneurysmata niedrigere Strahlenexpositionswerte bei der Verwendung von Flat Panel Detektoren fest.

Eine denkbare Erklärung für die in dieser Dissertationsarbeit nachgewiesene Dosisreduktion bei der Verwendung von Flat Panel Detektoren ist die Benutzung von im Vergleich zu Aufnahmen mit dem Röntgenbilderverstärker unterschiedlich großen Einblendungsformaten. Schlussendlich sollte nicht automatisch von einem Dosis reduzierenden Effekt der Flat Panel Technologie ausgegangen werden. Wie bereits oben gezeigt wurde, hängen die erzielten Strahlenexpositionswerte von unterschiedlichen Komponenten wie z. B. der angelegten Röhrenspannung (kV), der Filterung und vor allem auch der Einblendung ab. Das verwendete Röntgensystem stellt dabei nur ein Element im Zusammenspiel einer ganzen Reihe von Einflussfaktoren dar.

4.2 Messergebnisse bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane

Im Rahmen dieser Dissertationsarbeit wurden Untersuchungen der Thoraxorgane in zwei Ebenen analysiert, welche an der Klinik für Strahlendiagnostik des UKGuM, Standort Marburg, erhoben wurden. Die Messreihen wurden an Röntgen Thoraxaufnahmen durchgeführt, da diese zum einen häufig angefertigt werden (*Bundesamt für Strahlenschutz 2003*) und für diese zum anderen bereits diagnostische Referenzwerte formuliert wurden (*Brix 2003*). Die vorliegende Arbeit befasste sich mit der praktischen Umsetzung dieser diagnostischen Referenzwerte im alltäglichen Klinikbetrieb basierend auf den Forderungen aus der *Patientenschutzrichtlinie 97/43* (*Veit et al. 1998*). Anhand dieser Thoraxübersichtsaufnahmen wurde des Weiteren analysiert, in wie weit eine Korrelation zwischen anthropometrischen Merkmalen (Alter, Geschlecht, Körpergröße, Körpergewicht, Body Mass Index, Patientendurchmesser im Hauptstrahlengang) und der gemessenen Strahlenbelastung in $\text{cGy} \times \text{cm}^2$ bestand.

Die vorliegenden Ergebnisse der Thoraxaufnahmen zeigten, dass an der Klinik für Strahlendiagnostik des UKGuM, Standort Marburg, die aktuell gültigen diagnostischen Referenzwerte (*Brix 2003*) bei allen durchgeführten Thoraxuntersuchungen eingehalten wurden. Die gemessenen Dosiswerte unterlagen jedoch einer erheblichen Variationsbreite. In der Gruppe der männlichen Patienten belief sich das durchschnittliche DFP für Thorax p.a. Aufnahmen auf 26,70% (Ergebnisspanne zwischen 17,00% und 39,00%) des diagnostischen Referenzwerts von $20,00\text{cGy} \times \text{cm}^2$. In der Gruppe der Frauen zeigte sich nach Analyse der Thorax p.a. Aufnahmen ein durchschnittliches DFP von 21,70% (Ergebnisspanne zwischen 11,50% und 34,00%) des diagnostischen Referenzwerts ($20,00\text{cGy} \times \text{cm}^2$). Bei den lateralen Thoraxaufnahmen wurde

in der Gruppe der Männer ein durchschnittlicher prozentualer Anteil von 22,80% (Ergebnisspanne zwischen 7,90% und 56,00%) bezogen auf den diagnostischen Referenzwert für laterale Thoraxaufnahmen ($100,00\text{cGy} \times \text{cm}^2$) gemessen. In der Gruppe der Frauen zeigte sich bei Thoraxaufnahmen im lateralen Strahlengang ein durchschnittlicher prozentualer Anteil von 17,40% (Ergebnisspanne zwischen 5,00% und 38,40%) bezogen auf den diagnostischen Referenzwert von $100\text{cGy} \times \text{cm}^2$.

In der Vergangenheit wurde bereits in verschiedenen Studien gezeigt, dass die applizierte Röntgenstrahlung selbst bei äquivalenten Röntgenuntersuchungen in unterschiedlichen Röntgeneinrichtungen erheblich variiert (*Almen et al. 2000, Muhogora et al. 2001, Papadimitriou et al. 2001, Schandorf et al. 1998*). Die Mehrzahl derartiger Dosisunterschiede ist dabei auf unterschiedliche Untersuchungsstandards der Belichtungsparameter (Röhrenspannung, Filterung), sowie auf verfahrenstechnische Mängel zurückzuführen. Auch heute sind Strahlenexpositionswerte bei Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane noch erheblichen Schwankungen unterworfen. *Schuncke et al. (Schuncke et al. 2005)* berichteten nach der Analyse von Thorax p.a. Aufnahmen an 11 verschiedenen Krankenhäusern von Strahlenexpositionswerten zwischen $0,53\text{dGy} \times \text{cm}^2$ und $2,09\text{dGy} \times \text{cm}^2$ pro Untersuchung. Dies entspricht einer Spanne von 26,50% bis 100,45% des diagnostischen Referenzwerts. Die Forschungsgruppe von *Stieve et al. (Stieve et al. 2004)* untersuchte Thorax p.a. Aufnahmen von 30 männlichen Patienten. Sie bildeten daraus 16 Zufallstichproben à 10 Patienten und ermittelten so ein durchschnittliches Dosisflächenprodukt von $202,20\text{mGy} \times \text{cm}^2$ pro Stichprobe. Dies entspricht für den einzelnen männlichen Patienten umgerechnet 10,11% des diagnostischen Referenzwerts ($20\text{cGy} \times \text{cm}^2$).

In der Literatur und den Messergebnissen dieser Dissertationsarbeit wurden allein bei der Untersuchung des Thorax in zwei Ebenen beachtliche Dosisschwankungen von 5,00% bis 56,00% des diagnostischen Referenzwerts detektiert. Dies verdeutlicht, dass die gängige Röntgenpraxis noch nicht vollständig optimiert ist. Da aussagekräftige Thoraxaufnahmen mit hoher Bildqualität und niedriger Strahlenexposition im Vergleich zu anderen radiologischen Untersuchungen schwer zu erreichen sind (*Gonzalez et al. 1999*), muss an einer weiteren Optimierung der Röntgenpraxis gearbeitet werden.

Die im Rahmen dieser Dissertationsarbeit erhobenen Strahlenexpositionswerte für Thoraxaufnahmen in zwei Ebenen liegen weit unter den durch das Bundesamt für Strahlenschutz festgesetzten diagnostischen Referenzwerten (*Brix 2003*). Die Ergebnisse werden durch die oben genannten Untersuchungen von *Schuncke et al.* und *Stieve et al.* weiter bestätigt. Da die diagnostischen Referenzwerte für Thoraxaufnahmen in zwei Ebenen in der Praxis zumeist deutlich un-

terboten werden, sollte eine Herabsenkung der Referenzwerte erwogen werden. Hierzu werden die ärztlichen Stellen, welche für die Überprüfung der Einhaltung diagnostischer Referenzwerte zuständig sind, erstmalig am 01.06.2008 ihre Erfahrungsberichte an das Bundesamt für Strahlenschutz weitergeben (*Bundesministerium für Umwelt 2007a*). Auf Grundlage dieser Erfahrungsberichte kann im Folgenden durch das Bundesamt für Strahlenschutz eine Herabsetzung der diagnostischen Referenzwerte vorgenommen werden. Auf diese Weise wird auch zukünftig eine weitere Verbesserung der Röntgenpraxis gefördert.

In Bezug auf strahleninduzierte Schäden erscheint eine derartige Reduktion der Strahlenexposition dringend erforderlich. *Jung (Jung 1995)* zufolge verstirbt heute etwa jeder Vierte an einer Krebserkrankung. Dabei erhöht sich das Risiko bei einer einmaligen Thoraxaufnahme um 0,001% auf 25,001%. *Jung* berechnete die Wahrscheinlichkeit nach einer Röntgenuntersuchung der Thoraxorgane an einem strahleninduzierten Karzinom zu versterben mit 1:100000. *Kellerer (Kellerer 1991)* ermittelte unter der Annahme einer effektiven Dosis von 0,5mSv pro Röntgenbild und einer strahlenbedingten Karzinommortalität von 0,0001 pro 1mSv das Risiko auf 1:20000 pro Aufnahme (*Leppik et al. 1998*). Trotz des Risikos ein strahleninduziertes Karzinom zu entwickeln, ist der medizinische Nutzen diagnostischer Thoraxaufnahmen unbestritten (*Gluer et al. 2008, Hartzell et al. 2008, Limmer et al. 2008*). Im Sinne des Strahlenschutzes sollte dringend an einer weiteren Reduktion der Strahlenexposition gearbeitet werden, um die Schädigung des Patienten durch diagnostisch radiologische Untersuchungen so gering wie möglich zu halten.

Wie die Auswertung der Messergebnisse dieser Dissertationsarbeit zeigte, nehmen auch anthropometrische Parameter erheblichen Einfluss auf die resultierende Strahlenexposition. Darüber hinaus zeigte sich, dass der Einfluss patientenspezifischer Merkmale bei Männern und Frauen unterschiedlich zu bewerten ist.

In der Gruppe der männlichen Patienten hatte der errechnete BMI mit einem *Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r)* von durchschnittlich 0,775 für p.a.- und 0,694 für laterale Aufnahmen den stärksten Einfluss auf die Strahlenexposition. An zweiter Stelle ist die Variable Körpergewicht zu nennen, welche für p.a. Untersuchungen eine *Korrelation nach Pearson (r)* von 0,658 bzw. von 0,493 für laterale Aufnahmen aufwies.

Bei den Frauen zeigte das Körpergewicht (p.a. Aufnahmen $r = 0,881$; laterale Aufnahmen $r = 0,783$) den stärksten Einfluss auf das Dosisflächenprodukt gefolgt vom Body Mass Index (p.a. Aufnahmen $r = 0,864$; laterale Aufnahmen $r = 0,668$).

Die Variable Patientendurchmesser wies in der Gruppe der Frauen eine *Pearson Korrelation* von $r = 0,799$ in p.a.- bzw. von $r = 0,653$ in lateraler Exposition auf. Bei den Männern zeigte sich zwischen der Variable Patientendurchmesser bei a.p. Aufnahmen ($r = 0,507$) und dem Dosisflächenprodukt ein signifikanter Zusammenhang, der sich jedoch bei Aufnahmen in lateraler Exposition nicht bestätigte. Zwischen den Parametern Patientenalter, Körpergröße und der Strahlenexposition bei Röntgenaufnahmen des Thorax wurde keine Korrelation festgestellt.

Schmid et al. (Schmid et al. 2002) berichteten bei der Auswertung eines gemischt geschlechtlichen Patientenkollektivs mit radiologischen Untersuchungen der Thoraxorgane von einem linearen Zusammenhang zwischen dem Dosisflächenprodukt und dem Body Mass Index sowie dem Körpergewicht. Der Patientendurchmesser zeigte bei *Schmid et al. (Schmid et al. 2002)* keine Korrelation mit dem Dosisflächenprodukt. Die Arbeitsgruppe von *Golder et al. (Golder et al. 2001)* stellte fest, dass sowohl in der Gruppe der Männer als auch der Frauen das Körpergewicht einen höheren Einfluss auf die Entwicklung des DFP ausübt als der BMI oder der Patientendurchmesser. Die Forschungsgruppe von *Chu et al. (Chu et al. 1998)* berichtete über eine schwache Korrelation zwischen dem Parameter Thoraxdurchmesser und dem Dosisflächenprodukt bei der p.a. Untersuchung männlicher Patienten.

Die Ergebnisse dieser Arbeit werden durch die oben genannten Veröffentlichungen bestätigt, wenngleich es in der Rangfolge der Korrelation von klinischen Merkmalen mit dem Dosisflächenprodukt kleine Abweichungen gibt. Da sich der Body Mass Index aus dem Parameter Körpergewicht errechnet, ist die starke Parallele dieser beiden Kenngrößen hinsichtlich ihrer Korrelation mit dem DFP zu erklären. Die zwischen Männern und Frauen divergierende Korrelation einzelner anthropometrischer Parameter mit dem Dosisflächenprodukt ist auf die geschlechtsspezifisch gewebliche Zusammensetzung der Thoraxweichteile zurückzuführen.

Montgomery et al. (Montgomery et al. 2000) wie auch die Forschungsgruppen von *Hiorns et al. (Hiorns et al. 2006)* und *Ruiz et al. (Ruiz et al. 1991)* stellten des Weiteren bei Untersuchungen von Kindern einen Dosis beeinflussenden Effekt des Patientenalters fest. Dieser Zusammenhang erklärt sich entgegen den in dieser Arbeit vorgenommenen Untersuchungen an erwachsenen Personen in der altersabhängig unterschiedlichen Statur kindlicher Patienten.

Neben dem oben dargestellten Dosis beeinflussenden Effekt anthropometrischer Parameter wurde in den experimentellen Messreihen am Schädelphantom gezeigt, dass ebenfalls in der exakten Einstellung von Belichtungsparametern ein erhebliches Potenzial zur Dosisreduktion besteht. Aus diesem Grunde ist im Sinne des Strahlenschutzes die Abhaltung von Strahlenschutzunterweisungen, sowie die Durchführung von Schulungen des medizinischen Personals

(Kurtz *et al.* 2000) in der korrekten Einstellung der Belichtungsparameter zu empfehlen (Shannon *et al.* 2008). Auf diese Weise kann eine weiterhin notwendige Verbesserung des bereits hohen Standards in der diagnostischen Radiologie erreicht werden.

5 Zusammenfassung

Um das Ausmaß der Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik besser beurteilen und vergleichen zu können, kam es im Zuge der *Patientenschutzrichtlinie EURATOM 97/43* zu einer europaweiten Einführung diagnostischer Referenzwerte. Als geeignete Messgröße zur Erfassung der Strahlenexposition wurde dabei das Dosisflächenprodukt empfohlen.

Mit Hilfe eines Schädelphantoms wurde anhand von zwei verschiedenen Aufnahmesystemen (Röntgenbildverstärker, Flat Panel Detektor) der Einfluss von Änderungen der Belichtungsparameter (Röhrenspannung, Filterung, Einblendung) auf das Dosisflächenprodukt untersucht. Bei Verwendung unterschiedlicher Einblendungs- und Kassettenformate wurden durch Erhöhung der Aufnahmespannung Dosisreduktionen zwischen 21,05% und 38,84% erzielt. Eine Steigerung der Filterung von 0,1mm auf 0,3mm führte zu einem prozentualen Rückgang des Dosisflächenprodukts zwischen 29,64% und 35,30%. Bei organangepasster Einblendung wurden Dosisreduktionen bis zu 53,25% gemessen. Der Vergleich der Strahlenexpositionswerte beider Aufnahmesysteme zeigte keinen signifikanten Unterschied.

Im zweiten Teil der Dissertationsarbeit wurden Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane in zwei Ebenen untersucht. An einem Kollektiv von 41 Patienten (24 Männer und 17 Frauen) wurde dargestellt, dass die aktuell gültigen diagnostischen Referenzwerte bei allen gemessenen Untersuchungen eingehalten wurden. Die erhobenen Dosiswerte unterlagen dabei einer erheblichen Variationsbreite. Zudem wurde der Einfluss anthropometrischer Merkmale (Alter, Geschlecht, Körpergröße und -gewicht, Body Mass Index, Patientendurchmesser) auf die Entwicklung des Dosisflächenprodukts analysiert. Während der BMI, das Körpergewicht und der Patientendurchmesser signifikant mit der Strahlenexposition bei radiologischen Untersuchungen des Thorax korrelierten, zeigten das Alter und die Körpergröße bei dem betrachteten Patientengut keinen Einfluss auf die Strahlendosis. Bei beiden Geschlechtern zeigten sich lediglich kleine Unterschiede in der Rangfolge der Variablen BMI und Körpergewicht in Bezug auf eine Korrelation mit der gemessenen Strahlendosis.

6 Anhang

6.1 Literaturverzeichnis

1. Almen A, Tingberg A, Mattsson S et al. The influence of different technique factors on image quality of lumbar spine radiographs as evaluated by established CEC image criteria. Br J Radiol 73[875], 1192-1199, 2000.
2. Alt CD, Engelmann D, Schenk JP et al. Qualitätskontrolle von Röntgenthoraxaufnahmen bei Kindern in diagnostischen Zentren mit und ohne kinderradiologische Kompetenz. RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren [02], 191-199, 2006.
3. Aroua A, Treb PH, Vader JP et al. Exposure of the Swiss population by radiodiagnostics: 2003 review. Health Physics 92[(5)], 442-448, 2007. University Institute of Applied Radiation Physics, Grand-Pre 1, 1007 Lausanne, Switzerland; Swiss Federal Office of Public Health, Radiation Protection Division, 3003 Bern, Switzerland; University Institute of Social and Preventive Medicine, Bugnon 17, 1005 Lausanne, Switzerland.
4. Assert A. Strahlenschutzkurs für Mediziner. Vorlesung Dosimetrie. [http://homepage.ruhr-uni-bochum.de/Anja B Assert/script pdf](http://homepage.ruhr-uni-bochum.de/Anja_B_Assert/script.pdf) , 1-31, 2005. St. Josef-Hospital Bochum - Klinik der Ruhr-Universität Bochum ; Radiologische Klinik, Abteilung Strahlentherapie.
5. Baus S, Becker H, Chavan A et al. Diagnostische Radiologie & Neuroradiologie. II Konventionelle Diagnostik. 2003. Hannover, Medizinische Hochschule Hannover MHH.
6. Behrens R. Innovationen bei ausgereiften Produkten am Beispiel des Röntgen-Bildverstärkers. [http://healthcare.siemens.com/medroot/en/news/electro/heft_01/02_electromedica Networked Healthcare](http://healthcare.siemens.com/medroot/en/news/electro/heft_01/02_electromedica_Networked_Healthcare), 97-103, 2002.
7. Berger R, Hofer M, Riedl B. Bildgebende Verfahren der medizinischen Diagnostik. Plus Lucis , 10-17, 2001.
8. Blietz JE, Stöckelhuber BM. Experimentelle Dosisbestimmung bei Durchleuchtungsuntersuchungen nach Gastric Banding durch Phantommessungen an einer Röntgen-Durchleuchtungseinheit mit Festkörperdetektor. 1-76, 2007. Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin der Universität zu Lübeck.
9. Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT et al. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: Assessing what we really know. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America (PNAS) 100[(24)], 13761-13766, 2003.
10. Brix G. Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen. 1-12, 2003. Salzgitter, Bundesamt für Strahlenschutz.
11. Brix G, Nekolla EA, Griebel J. Strahlenexposition von Patienten durch diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen: Fakten, Bewertungen und Trends. Radiation exposure of patients from diagnostic and interventional X-ray procedures: facts,assessment and trends. 1-16, 2005.
12. Bundesamt für Strahlenschutz. Strahlenexposition durch medizinische Massnahmen. IV - Teil B, 235-244, 2005. Salzgitter, Bundesamt für Strahlenschutz.
13. Bundesamt für Strahlenschutz RPuÖ. Röntgendiagnostik - schädlich oder nützlich? Strahlenthemen. Bundesamt für Strahlenschutz 3., 2003.

14. Bundesärztekammer. Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik - Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen. Deutsches Ärzteblatt 92[34-35], 2272-2285, 1995.
15. Bundesministerium für Umwelt NuR. Synopse zur Ersten Verordnung zur Änderung strahlenschutzrechtlicher Verordnungen Änderungen der StrlSchV sowie der RöV nach dem Entwurf vom 23. März 2007. 1-67, 2007a.
16. Bundesministerium für Umwelt NuR. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2006. 1-75, 2007b. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit.
17. Chu RY, Parry C, Eaton BG. Entrance skin exposure in PA chest radiography. Radiologic Technology Jan-Feb;69[(3)], 251-254, 1998. Department of Radiologic Sciences, University of Oklahoma Health Sciences Center, Oklahoma City, USA.
18. Clarke R, Valentin J. A history of the international commission on radiological protection. Health Phys 88[5], 407-422, 2005.
19. Davies AG, Cowen AR, Kengyelics SM et al. Do flat detector cardiac X-ray systems convey advantages over image-intensifier-based systems? Study comparing X-ray dose and image quality. European Radiology Jul;17[(7)], 1787-1794, 2007. Academic Unit of Medical Physics, University of Leeds, Worsley Building, Clarendon Way, Leeds, LS2 9JT, UK, A.G.Davies@leeds.ac.uk.
20. Drexler G, Panzer W. Dosimetrische Kenngrößen, Methodik der Dosisermittlung, Anwendbarkeit und Grenzen des Konzepts der Effektivdosis. In: Strahlenexposition in der medizinischen Diagnostik. Hähnel S, 181-204, 1993. Stuttgart, Fischer Verlag.
21. Ducote JL, Xu T, Molloy S. Dual-energy cardiac imaging: an image quality and dose comparison for a flat-panel detector and x-ray image intensifier. Physics in Medicine and Biology 52[1], 183-196, 2007.
22. Engelmann D, Dütting T, Wunsch R et al. Qualität der ambulanten Röntgenthoraxuntersuchung des Kindes - eine Pilotstudie. Der Radiologe 41[5], 442-446, 2001.
23. Fa.Siemens. FD-Bildsystem ; FD-Grundlagen und Bildqualität. Anlagegebrauchsanweisung Multix FD / Vertex FD [6], 5-14, 2001. Siemens AG.
24. Felix R, Ramm B. Das Röntgenbild. 2., 1-371, 1982. Stuttgart New York, Georg Thieme Verlag.
25. Fölsing A. Wilhelm Conrad Röntgen. Aufbruch ins Innere der Materie. 7-383, 1995. München, Wien, Carl Hanser Verlag.
26. Gluer S, Reisman M, Ure BM. Congenital Lobar Emphysema. The Annals of Thoracic Surgery 85[2], 665, 2008.
27. Golder W, Weiner G. Körperbau und Strahlenexposition bei statischen Röntgenuntersuchungen (I): Ein Beitrag zur Ermittlung nationaler Referenzdosiswerte. RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren [6], 563-568, 2001.
28. Gonzalez L, Vano E, Oliete S et al. Report of an image quality and dose audit according to Directive 97/43/Euratom at Spanish private radiodiagnostics facilities. Br J Radiol 1999[(2)], 186-192, 1999. Medical Physics Group, Radiology Department, Complutense University, 28040 Madrid.
29. Goretzki G. Medizinische Strahlenkunde. Physikalisch technische Grundlagen. 2., 1-526, 2004. München, Urban&Fischer.
30. Grampp S, Czerny C, Kreßan C et al. Flat-screen detector systems in skeletal radiology. Der Radiologe May;43[(5)], 362-366, 2003. Abteilung für Osteologie, Universitätsklinik für Radiodiagnostik Vienna, Austria.

-
31. Hamer OW, Sirlin CB, Strotzer M et al. Chest Radiography with a Flat-Panel Detector: Image Quality with Dose Reduction after Copper Filtration. *Radiology* 237[2], 691-700, 2005.
 32. Hart D, Wall BF. UK population dose from medical X-ray examinations. *European Journal of Radiology* 50[3], 285-291, 2004.
 33. Hartzell T, Barlam B. Images in Emergency Medicine. *Annals of Emergency Medicine* 51[2], 126, 129, 2008.
 34. Hatakeyama Y, Kakeda S, Ohnari N et al. Reduction of radiation dose for cerebral angiography using flat panel detector of direct conversion type: a vascular phantom study. *American Journal of Neuroradiology* Apr;28[(4)], 645-650, 2007. Department of Radiology, University of Occupational and Environmental Health School of Medicine, Kitakyushu, Japan.
 35. Herrmann KA, Stäbler A, Bonél H et al. Erste Erfahrungen mit der klinischen Anwendung des THORAX-FD: Festkörper-Detektor Radiographie in der Thorax-Diagnostik. http://healthcare.siemens.com/medroot/en/news/electro/heft_01/00_electromedica_Networked_Healthcare, 25-30, 2000.
 36. Hertrich P. Röntgenaufnahmetechnik Grundlagen und Anwendungen. Publics Corporate Publishing. 1-344, 2004. Erlangen, Siemens AG.
 37. Heyne JP, Mentzel HJ, Neumann R et al. Phantomuntersuchung zur Strahlendosisreduktion mittels neuer, auf Nadelstruktur basierender Speicherfolienradiografie und Zusatzfilterung in der Thoraxradiografie bei Jugendlichen und größeren Kindern. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* [3], 231-237, 2008.
 38. Hiorns MP, Saini A, Marsden PJ. A review of current local dose-area product levels for paediatric fluoroscopy in a tertiary referral centre compared with national standards. Why are they so different? *Br J Radiol* Apr;79[(940)], 326-330, 2006. Radiology, Great Ormond Street Hospital, Great Ormond Street, London WC1N 3JH, UK.
 39. Hoxter EA, Schenz A. Röntgenaufnahmetechnik. [14], 13-206, 1991. Berlin München, Siemens AG Abt. Verlag.
 40. ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP* 21, No. 1-3, 1991. International Commission on Radiological Protection.
 41. ICRP. Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP Publication 73. *Annals of the ICRP* 26, No. 2, 1996. International Commission on Radiological Protection.
 42. Jung H. Health risks due to radiation exposure. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 1995 Feb;162[(2)], 91-98, 1995. Institut für Biophysik und Strahlenbiologie, Fachbereich Medizin, Universität Hamburg.
 43. Kauffmann GW, Moser E, Sauer R. Radiologie. Kauffmann GW, Moser E, Sauer R. 2., 1-601, 2001. München, Jena, Urban & Fischer Verlag.
 44. Kellerer AM. Radiation risks. Results of the new evaluation. *Der Radiologe* 1991 May;31[(5)], 227-234, 1991. Strahlenbiologisches Institut der Ludwig-Maximilians-Universität, München.
 45. Koedooder K, Venema HW. Filter materials for dose reduction in screen-film radiography. *Physics in Medicine and Biology* 31[6], 585-600, 1986.
 46. Kohn ML, Gooch AW, Jr., Keller WS. Filters for radiation reduction: a comparison. *Radiology* 167[1], 255-257, 1988.
 47. Kuon E, Robinson DM, Empen K et al. Durchleuchtungszeit - Ein überschätzter Parameter der Patientendosis in der invasiven Kardiologie. *Fortschr Röntgenstr* [06], 812-817, 2005.
 48. Kurtz C, Czapp W, Trampe I, Leppek R, Klose KJ X-rays taken by radiologists! Influence on a continuous quality improvement process? *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Rönt-*
-

genstrahlen und der Bildgebenden Verfahren Apr;172[(4)], 391-396, 2000. Medizinisches Zentrum für Radiologie, Abteilung Strahlendiagnostik, Klinikum der Philipps-Universität Marburg. kurtz@mrs1.ukl.uni-freiburg.de.

49. Lasserre A, Blohm L. Radiologie. [3.], 1-339, 2003. München Jena, Urban & Fischer Verlag.

50. Laubenberger Th, Laubenberger J. Technik der medizinischen Radiologie. Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz für Ärzte, Medizinstudenten und MTRA. 7., 1-635, 1999. Köln, Deutscher Ärzte Verlag.

51. Leppek R, Bertrams SS, Höltermann W, Klose KJ Radiation exposure due to bedside chest radiography during intensive care. Cumulative dose and additional morbidity risk of long term therapy. Der Radiologe 1998; 38[(9)], 730-736, 1998. Medizinisches Zentrum für Radiologie, Abteilung für Strahlendiagnostik, Philipps-Universität Marburg.

52. Limmer S, Krokowski M, Kujath P. Pulmonary Lymphangioma. The Annals of Thoracic Surgery 85[1], 336-339, 2008.

53. Lindner M. Entwicklung eines zählenden Pixeldetektors für "Digitales Röntgen". 1-153, 2001. Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn. 2001.

54. Link TM, Heppe A. Physikalische und technische Grundlagen der Radiologie. 1-317, 1994. Berlin; Heidelberg; New York, Springer-Verlag.

55. Lissner J, Fink U. Radiologie 1. 4., 1-400, 1992. Stuttgart, Ferdinand Enke Verlag.

56. Little MP, Tawn EJ, Tzoulaki I et al. A Systematic Review of Epidemiological Associations between Low and Moderate Doses of Ionizing Radiation and Late Cardiovascular Effects, and Their Possible Mechanisms. Radiation Research January, 169[(1)], 99-109, 2008.

57. Maurer HJ, Zieler E. Physik der bildgebenden Verfahren in der Medizin. 1-201, 1984. Heidelberg, Hamburg, Springer-Verlag.

58. Montgomery A, Martin CJ. A study of the application of paediatric reference levels. Br J Radiol Oct;73[(874)], 1083-1090, 2000. Western Infirmary, Dumbarton Road, Glasgow G11 6NT, UK.

59. Mould RF. Invited review: Rontgen and the discovery of X-rays. Br J Radiol 68[815], 1145-1176, 1995.

60. Muhogora WE, Nyanda AM. The Potential for Reduction of Radiation Doses to Patients Undergoing some Common X Ray Examinations in Tanzania. Radiat Prot Dosimetry 94[4], 381-384, 2001.

61. Nagel HD. Comparison of performance characteristics of conventional and K-edge filters in general diagnostic radiology. Physics in Medicine and Biology 34[9], 1269-1287, 1989.

62. Nicholson R, Tuffee F, Uthappa MC. Skin sparing in interventional radiology: the effect of copper filtration. Br J Radiol 73[865], 36-42, 2000. Department of Radiology, St Mary's Hospital, London, UK.

63. Nuis A. Council Directive 97/43/ EURATOM. of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom. 1-6, 1997.

64. Papadimitriou D, Perris A, Molfetas G et al. Patient Dose, Image Quality and Radiographic Techniques for Common X ray Examinations in Greece and Comparison with the European Guidelines. Radiat Prot Dosimetry 95[1], 43-48, 2001.

65. Pickuth D. Klinische Radiologie Fakten. [1.], 6-502, 2004. Bremen, UNI-MED Verlag.

-
66. Regano LJ, Sutton RA. Radiation dose reduction in diagnostic x-ray procedures. *Physics in Medicine and Biology* 37[9], 1773-1788, 1992.
67. Reiser M, Kuhn FP, Debus J. *Radiologie*. 2-732, 2004. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
68. Rossi RP, Harnisch B, Hendee WR. Reduction of radiation exposure in radiography of the chest. *Radiology* 144[4], 909-914, 1982.
69. Ruiz J, Gonzalez L, Vano E et al. Measurement of radiation doses in the most frequent simple examinations in paediatric radiology and its dependence on patient age. *Br J Radiol* Oct;64[(766)], 929-933, 1991. Medical Physics Group, School of Medicine, Complutense University of Madrid, Spain.
70. Sandborg M, Carlsson C, Carlsson G. Shaping X-ray spectra with filters in X-ray diagnostics. *Medical and Biological Engineering and Computing* 32[4], 384-390, 1994.
71. Schaefer-Prokop CM, Ugalde H, Sailer U et al. Digitale Thoraxradiographie: Flat-panel-Detektor oder Speicherfolie? *Der Radiologe*, 351-361, 2003.
72. Schandorf C, Tetteh GK. Analysis of Dose and Dose Distribution for Patients Undergoing Selected X-Ray Diagnostic Procedures in Ghana. *Radiat Prot Dosimetry* 76[4], 249-255, 1998.
73. Scherthan H, Abend M, Müller K et al. Radiation-induced late effects in two affected individuals of the Lilo radiation accident. *Radiation Research* May;167[(5)], 615-623, 2007. Bundeswehr Institute of Radiobiology, Neuherbergstr. 11, D-80937 Munich, Germany.
74. Schlungbaum W, Flesch U, Stabell U. *Medizinische Strahlenkunde. Eine Einführung in die physikalischen, technischen und biologischen Grundlagen der medizinischen Strahlenanwendung für Mediziner, medizinisch-technische Radiologieassistentinnen und -assistenten*. [7.], 1-376, 1993. Berlin New York, Walter de Gruyter & Co.
75. Schmid C, Hahn K, Reiser M. Ermittlung von Dosiswerten in der Diagnostischen Radiologie zur Festlegung von nationalen Referenzdosiswerten nach der Patientenrichtlinie der EU 97/43/EURATOM. 1-110, 2002. Institut für klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München.
76. Schmidt EL, Herbig W. The amorphous selenium based flat-panel detector. Clinical experiences. *Der Radiologe* May;43[(5)], 374-378, 2003. Zentrum Radiologie, Westpfalz-Klinikum GmbH Kaiserslautern.
77. Schröder U, Schröder B. *Strahlenschutzkurs für Mediziner*. 1-161, 2005. Stuttgart, New York, Georg Thieme Verlag.
78. Schulz RF. Digitale Detektorsysteme für die Projektionsradiografie? *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* [12], 1137-1146, 2001.
79. Schuncke A, Neitzel U. Retrospective patient dose analysis of a digital radiography system in routine clinical use. *Radiat Prot Dosimetry* 114[1-3], 131-134, 2005.
80. Seifert H, Jesberger HJ, Schneider G et al. Dose reduction in thorax radiography in simulated neonates with additional filtration and digital luminescence radiography. *Acta Radiologica* 39[5], 514-519, 1998. Department of Radiotherapy, University Hospital of Saarland, Homburg/Saar, Germany.
81. Shannoun F, Blettner M, Schmidberger H et al. Radiation Protection in Diagnostic Radiology. *Deutsches Ärzteblatt* 105[(3)], 41-46, 2008. Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Fachhochschule Friedberg-Gießen: Dr. Shannoun Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI), Johannes Gutenberg-Universität, Mainz: Prof. Dr. rer. nat. Blettner, Prof. Dr. med. Zeeb Klinik und Poliklinik für Radioonkologie sowie Strahlentherapie, Johannes Gutenberg-Universität Mainz: Prof. Dr. med. Schmidberger.
-

82. Shannoun F, Zeeb H, Back C et al. Medical exposure of the population from diagnostic use of ionizing radiation in Luxembourg between 1994 and 2002. *Health Physics* 91[(2)], 154-162, 2006. Ministry of Health, Directorate of Public Health, Department of Radiation Protection, L-2120 Luxembourg, Luxembourg; University of Bielefeld, School of Public Health, P.O. Box 10 01 31, D-33501 Bielefeld, Germany; University of Mainz, Institute of Medical Biometry, Epidemiology and Informatics, D-55101 Mainz, Germany.
83. Sowby D, Valentin J. Forty years on: how radiological protection has evolved internationally. *J Radiol Prot* 23[2], 157-171, 2003.
84. Spahn M, Heer V, Freytag R. Flat-panel detectors in X-ray systems. *Der Radiologe* May,43[(5)], 340-350, 2003. Angiographie-, Durchleuchtungs- und Aufnahmesysteme, Medical Solutions, Siemens AG, Forchheim.
85. Stieve FE. Strahlenschutzkurs für Ärzte. 5., 3-240, 1994. Berlin, H. Hoffmann GmbH Verlag.
86. Stieve FE, Blendl C. Klassifizierung von radiologischen Aufzeichnungssystemen. http://www.fh-koeln.de/dozenten/blendl/Stieve_Text_mit_Abb.pdf, 1-45, 2003. Fachhochschule Köln Institut für Medien- und Phototechnik.
87. Stieve FE, Gfirtner H, Jung EM et al. Investigation of the entrance dose of standardized chest radiographs. Untersuchungen über die Einfalldosis bei standardisierten Aufnahmen der Lunge. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* 176[1], 113-121, 2004.
88. Strotzer M, Völk M, Feuerbach S. Flachdetektoren in der digitalen Radiographie. *Deutsches Ärzteblatt* Heft 38, 2484-2488, 2002.
89. Strotzer M, Volk M, Frund R et al. Routine Chest Radiography Using a Flat-Panel Detector: Image Quality at Standard Detector Dose and 33% Dose Reduction. *Am J Roentgenol* 178[1], 169-171, 2002.
90. Ullman G, Sandborg M, Dance DR et al. Towards optimization in digital chest radiography using Monte Carlo modelling. *Physics in Medicine and Biology* 51[11], 2729-2743, 2006.
91. UNSCEAR. UNSCEAR 2000 Report Vol. 1, Sources and effects of ionizing radiation. 1, 295-495, 2000. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Annex D: Medical radiation exposures.
92. Vano E, Geiger B, Schreiner A et al. Dynamic flat panel detector versus image intensifier in cardiac imaging: dose and image quality. *Physics in Medicine and Biology* Dec 7;50[(23)], 5731-5742, 2005. Radiology Department, Medicine School, Complutense University and San Carlos University Hospital, Madrid, Spain. eliseov@med.ucm.es.
93. Veit R, Bauer B, Bernhardt HJ et al. Proposed Procedure for the Establishment of Diagnostic Reference Levels in Germany. *Radiat Prot Dosimetry* 80[1-3], 117-120, 1998.
94. Wraith CM, Martin CJ, Stockdale EJ et al. An investigation into techniques for reducing doses from neo-natal radiographic examinations. *Br J Radiol* 68[814], 1074-1082, 1995. Bio-Medical Physics and Bio-Engineering Department, Aberdeen Royal Hospitals NHS Trust, UK.
95. Zimmer-Brossy M, Bast B, Bošnjakovic-Büscher S et al. Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik. [5], 1-587, 1997. Springer Verlag.

6.2 Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Bliemel
Vorname: Christopher Franz Randolph Peter
Geburtsdatum: 11.09.1980
Geburtsort: Landshut
Adresse: Haspelstrasse 16 A
35037 Marburg

Schulausbildung:

1986 - 1990 Grundschohle Landshut-Berg
1990 - 1992 Hans-Leinberger-Gymnasium
1992 - 1999 Maristengymnasium Furth b. Landshut

Zivildienst:

1999 - 2000 Zivildienstleistender am Kreiskrankenhaus Landshut-Achdorf

Studium:

2000 - 2007 Studium der Humanmedizin in Marburg, Berlin, Luzern und Zürich

Ärztliche Funktion:

Seit 10 / 2007 Assistenzarzt an der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungs-
chirurgie der Philipps-Universität Marburg

6.3 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die Damen und Herren:

Alfke, Arnold, Aumüller, Barth, Basler, Baum, Behr, Bertalanffy, Bien, Braune, Brilla, Christiansen, Czubayko, Daut, Diedrich, Doss, Ehlenz, Eissele, Engenhard-Cabillic, Fruhstorfer, Fuhrmann, Gemsa, Giese, Görg, Gotzen, Gressner, Grimm, Griss, Gröne, Grzeschik, Hasilik, Happle, Hellinger, Hellwig, Hemmer, Herzum, Hesse, Heufelder, Hoffmann, Hofmann, Joseph, Jungclas, Kafarnik, Kern, Klaus, Kleine, Klenk, Klose, Köhler, König, Koolman, Krause, Kretschmer, Krieg, Kroll, Lange, Leppek, Lennartz, Lippert, Maisch, Moll, Moosdorf, Mueller, Neubauer, Niessing, Noll, Oertel, Pfeiffer, Podszus, Remschmidt, Richter, Riedmiller, Röhm, Rosenow, Rothmund, Ruchholtz, Schacht, Schabel, Schäfer, Schmidt, Schnabel, Schneider, Schneyer, Schüffel, Seitz, Slenczka, Sommer, Steiniger, Steinmetz, Stiletto, Sundermeyer, von Wichert, Vogelmaier, Vohland, Voigt, Wagner, Weihe, Werner, Westermann, Wilke, Wirth, Wolf.

6.4 Danksagung

Zunächst bin ich meinem Doktorvater Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Klaus Jochen Klose für die Überlassung des Dissertationsthemas zu Dank verpflichtet. Ganz besonders danke ich aber meinem Betreuer, Herrn Dr. med. Ronald Leppek, für die sorgfältige Heranführung an die Problematik, seine äußerst geduldige Hilfe und die intensive Betreuung bei der Erstellung dieser Arbeit. Zu jedem Zeitpunkt stand er mir mit uneingeschränktem Engagement bei Fragen und Problemen mit Rat und Tat zur Seite.

Bedanken möchte ich mich außerdem bei Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Volker Klingmüller für die Möglichkeit meine experimentellen Messreihen an der Klinik für pädiatrische Radiologie durchzuführen. Zu Dank bin ich auch Herrn Günther Bitterlich für die freundliche Überlassung des Schädelphantoms verpflichtet, ohne welches meine Messungen nicht erhoben werden konnten.

Intensiv möchte ich mich bei Frau Alexandra Rausch sowie Frau Bärbel Madsack bedanken. Sie haben mich sachkundig bei der Durchführung meiner experimentellen Datenerhebung unterstützt und standen mir bei Fragen stets hilfreich zur Seite. Mein Dank gilt auch allen weiteren Mitarbeitern der Klinik für Strahlendiagnostik, welche mich bei der Erhebung meiner Messreihen unterstützt haben.

Meiner Freundin Judith danke ich für die zahlreichen Momente der Aufmunterung sowie die hilfreichen Ratschläge gerade in der Endphase dieser Dissertation.

Meiner Schwester Isabella danke ich für ihre kreativen Impulse bei der Erstellung dieser Dissertation. Ich wünsche ihr zu ihrem baldigen Studienabschluss an der Bauhaus Universität Weimar sowie ihrem Start ins Berufsleben viel Erfolg.

Abschließend möchte ich mich bei meinen lieben Eltern bedanken. Ohne ihre unermüdliche Unterstützung sowohl in menschlicher als auch finanzieller Hinsicht wäre die Absolvierung meines Studiums und die Arbeit an dieser Dissertation niemals möglich gewesen.

6.5 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin in Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

Strahlenexpositionswerte in der Röntgendiagnostik -
eine Analyse ausgewählter Untersuchungsverfahren
nach Einführung von diagnostischen Referenzwerten.

in der Abteilung für Strahlendiagnostik des Zentrums für Radiologie unter der Leitung von Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Klaus Jochen Klose ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt habe und bei der Verfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, den 14.07.2008

Christopher Bliemel